

Université de Montréal

Subluxation de la tête radiale suite au malalignement du cubitus proximal

-Une étude biomécanique-

Par

Emilie Sandman

Département de chirurgie

Faculté de Médecine

Mémoire présenté à la Faculté des études supérieures
en vue de l'obtention du grade de Maîtrise ès sciences (M.Sc.)

en Sciences biomédicales

Option générale

Mars 2014

© Emilie Sandman, 2014

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Ce mémoire intitulé :
Subluxation de la tête radiale suite au malalignement du cubitus proximal
- Une étude biomécanique -

Présenté par:
Emilie Sandman

a été évalué par un jury composé des personnes suivantes :

Dre. Marie-Lyne Nault, président-rapporteur
Dre. Dominique M Rouleau, directrice de recherche
Yvan Petit, co-directeur
Dr. David Blanchette, membre du jury

Mémoire accepté le : 3 juillet 2014

Résumé

Le cubitus proximal détient une courbe sagittale unique pour chaque individu, nommée « Proximal Ulna Dorsal Angulation (PUDA) ». Une reconstruction non-anatomique du cubitus proximal, suite à une fracture complexe peut engendrer une malunion, de l'arthrose et de l'instabilité. L'objectif de cette étude était d'évaluer la magnitude de malalignement au niveau de l'angulation proximale dorsale du cubitus qui causerait un malalignement radio-capitellaire, avec et sans un ligament annulaire intact. Afin d'atteindre cet objectif, une étude biomécanique fut conduite sur six spécimens frais congelés avec un simulateur de mouvement du coude. Des fractures simulées au niveau du PUDA, furent stabilisées avec une fixation interne dans cinq configurations différentes. Des images fluoroscopiques furent prises dans différentes positions du coude et de l'avant-bras, avec le ligament annulaire intact, puis relâché. Le déplacement de la tête radiale fut quantifié avec le ratio radio-capitellaire. Une interaction significative fut découverte entre les positions du coude, les angles de malalignement et l'intégrité du ligament annulaire. La subluxation de la tête radiale fut accentuée lors de la déchirure du ligament annulaire. Une augmentation de la subluxation antérieure de la tête radiale fut observée lorsque le malalignement était fixé en extension et lors de mouvements de flexion progressive du coude. D'autre part, un malalignement en flexion et une extension graduelle du coude occasionnait une subluxation postérieure. En conclusion, les résultats ont démontré l'importance d'une reconstruction anatomique du cubitus proximal, car un malalignement de 5 degrés engendre une subluxation de la tête radiale, surtout lors d'une déchirure du ligament annulaire.

Mots-clés:

Instabilité de la tête radiale

Subluxation de la tête radiale

Luxation de la tête radiale

Fracture du cubitus proximal

Fracture de l'olécrâne

Fracture de Monteggia

Malalignement du cubitus proximal

PUDA

Coude

Mesure du ratio radio-capitellaire

Abstract

It has been shown that the proximal ulna has a sagittal bow, named the Proximal Ulna Dorsal Angulation (PUDA), unique for each individual. Non-anatomic reconstruction of the proximal ulna following a complex injury may lead to malunion, arthrosis and instability, hence the importance of understanding its initial anatomy. The purpose of this study was to evaluate the magnitude of angular malalignment at the proximal ulna dorsal angulation that would lead to radiocapitellar malalignment, with and without an intact annular ligament. In order to achieve our goal, a biomechanical study was conducted on six fresh frozen specimens, with an elbow movement simulator. Simulated fractures at the PUDA were stabilized with internal fixation at five different angles. Then, fluoroscopic images were taken in different elbow and forearm positions, first with the annular ligament intact and then released. Radial head displacement was quantified with the Radio-Capitellar-Ratio (RCR). Overall, a significant interaction was found between elbow positions, angles of malalignment and annular ligament integrity. Radial head subluxation was emphasized when the annular ligament was ruptured. Moreover, anterior subluxation of the radial head increased as malalignment was fixed into extension and with progressive elbow flexion. Furthermore, posterior subluxation increased with malalignment into flexion and with elbow extension. In conclusion, our results demonstrate the importance of obtaining an anatomic reconstruction, specific for each individual's unique proximal ulna dorsal angulation, following a proximal ulna fracture. Indeed, malalignment of 5 degrees can lead to abnormal tracking of the radial head, especially when associated with annular ligament tear.

Keywords:

Radial head instability

Radial head subluxation

Radial head dislocation

Proximal ulna fracture

Olecranon fracture

Monteggia fracture

Proximal ulna malalignment

PUDA

Elbow

Radio-capitellar ratio measurement

Table des matières

INTRODUCTION.....	1
CHAPITRE 1- REVUE DE LA LITTÉRATURE.....	4
1.1 LE COUDE.....	4
1.1.1 ANATOMIE DU COUDE.....	4
1.1.2 ANATOMIE DÉTAILLÉE DU CUBITUS PROXIMAL.....	8
1.2 DESCRIPTION DES FRACTURES DU CUBITUS PROXIMAL.....	9
1.2.1 ÉPIDÉMIOLOGIE.....	9
1.2.2 PRÉSENTATION CLINIQUE.....	11
1.3 CLASSIFICATIONS DES FRACTURES DU CUBITUS PROXIMAL.....	11
1.3.1 FRACTURE DE L'OLÉCRANE ISOLÉE.....	12
1.3.2 FRACTURES COMBINÉES DE L'OLÉCRÂNE ET DE LA CORONOÏDE.....	13
1.3.3 FRACTURE DE TYPE MONTEGGIA.....	16
1.4 ÉVALUATION DIAGNOSTIQUE.....	17
1.4.1 ÉVALUATION RADIOLOGIQUE DE BASE DES TRAUMATISMES DU COUDE.....	17
1.4.2 EXAMENS RADIOLOGIQUES COMPLÉMENTAIRES.....	19
1.5 TRAITEMENT CHIRURGICAL.....	20
1.5.1 FRACTURES DE L'OLÉCRANE.....	20
1.5.2 FRACTURES COMBINÉES DE L'OLÉCRÂNE ET DE LA CORONOÏDE.....	23
1.5.3 FRACTURES DE TYPE MONTEGGIA.....	25

1.6 ÉTUDES BIOMÉCANIQUES DE LA FIXATION DES FRACTURES DU CUBITUS PROXIMAL.....	27
1.7 RÉSULTATS FONCTIONNELS SUITE À UNE FRACTURE DU CUBITUS PROXIMAL.....	29
CHAPITRE 2- OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES.....	32
2.1 RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE.....	32
2.2 OBJECTIF GLOBAL.....	34
2.3 HYPOTHÈSES.....	35
2.4 OBJECTIFS SPÉCIFIQUES.....	36
2.5 PRÉSENTATION DES ARTICLES.....	37
CHAPITRE 3- ARTICLE 1: MESURE DE LA TRANSLATION DE LA TÊTE RADIALE: RATIO RADIO-CAPITELLAIRE.....	38
CHAPITRE 4- ARTICLE 2: SUBLUXATION DE LA TÊTE RADIALE SUITE AU MALALIGNEMENT DU CUBITUS PROXIMAL-UNE ÉTUDE BIOMÉCANIQUE-.....	57
CHAPITRE 5- DISCUSSION.....	77
CHAPITRE 6- CONCLUSION.....	90
BIBLIOGRAPHIE.....	xiv

Liste des tableaux

TABLEAU I- Résultats fonctionnels des fractures de l'olécrâne traitées avec un système de fixation plaque et vis.....	31
---	----

Liste des figures

FIGURE 1- L'anatomie du coude.....	7
FIGURE 2- Classification de Schatzker des fractures de l'olécrâne.....	13
FIGURE 3- Fracture de la coronoïde selon la classification de O'Driscoll et al[1].....	15
FIGURE 4- Radiographies latérales acceptables démontrant l'identification des 3 arcs concentriques : le sillon trochléaire, le capitellum et la trochlée médiale.....	18
FIGURE 5- Algorithme du traitement des fractures de l'olécrâne.....	21
FIGURE 6- Différents traitements chirurgicaux de la fracture de l'olécrâne.	22
FIGURE 7- Algorithme du traitement des fractures de la coronoïde, basé selon la classification de O'Driscoll.....	25
FIGURE 8- Radiographies latérales démontrant la mesure de l'alignement de la tête radiale avec le ratio radiocapitellaire (RCR).....	79

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

AP: Vue radiologique antéro-postérieure

AO: La fondation du groupe d'étude « Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen » qui conduit des projets sur la guérison osseuse

C-arm: Appareil de fluoroscopie

DASH: Score nommé « Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand » pour évaluer les résultats fonctionnels du membre supérieur

Facette AM: Facette antéro-médiale de la coronoïde

IF: Vis interfragmentaire ou « Interfragmental screw » en anglais

IRM: Imagerie à résonance magnétique

LCL: Ligament collatéral latéral

ORIF: Réduction ouverte et fixation interne ou « Open reduction and internal fixation » en anglais

PUDA: Angulation dorsale du cubitus proximal, « Proximal Ulna Dorsal Angulation »

RCR: Mesure radiologique du ratio radio-capitellaire, « Radio-Capitellar Ratio »

ST= Sous-type

TACO: Tomographie axiale assistée par ordinateur

TBW: Système de câblage sous tension, « Tension Band Wiring »

*À mes parents, Marie et Arthur, et à mes
grands-parents, Luc et Marguerite, qui m'ont
appris à viser toujours plus haut et à poursuivre
mes rêves.*

Remerciements

J'aimerais tout d'abord remercier mes directeur et co-directeur de recherche, Dre. Dominique M Rouleau et Yvan Petit, pour m'avoir éclairée et guidée tout au long de cette maîtrise. J'aimerais remercier Dre. Rouleau qui a su m'encourager durant cette réelle aventure qu'a été cette maîtrise faite parallèlement à travers une résidence en chirurgie orthopédique et pour la confiance qu'elle m'a témoignée.

Je tiens également à remercier le personnel du centre de recherche de l'hôpital du Sacré-Cœur de Montréal. J'aimerais en particulier remercier les personnes ayant contribué, de près ou de loin, à la réalisation des articles contenus dans ce mémoire, soit Fanny Canet, Dr. George S. Athwal et Dr. G. Yves Laflamme.

J'aimerais souligner l'aide financière reçue pour ce travail de recherche de la part du programme MENTOR des IRSC sur les troubles de la mobilité et de la posture, ainsi que de la Fondation de Recherche et d'Éducation en Orthopédie de Montréal (FRÉOM).

Finalement, j'aimerais chaleureusement remercier mon conjoint et ma famille pour le support, les encouragements, la patience et l'amour inconditionnel qu'ils m'apportent constamment dans toutes les étapes de ma vie.

Introduction

Le coude a une anatomie complexe composée de trois articulations : radio-capitellaire, ulno-trochléaire et radio-cubitale proximale, qui agissent en synergie conjointement avec la capsule, les ligaments et les groupes musculaires l'entourant, afin de lui procurer une bonne stabilité et congruité. Il a été démontré que le cubitus proximal n'est pas un os droit, tel que décrit initialement, mais détient plutôt des angulations variables dans différents plans [2, 3]. En effet, une courbe dans le plan sagittal a été décrite comme le « Proximal Ulna Dorsal Angulation » (PUDA), ayant un angle normal entre 0° - 14° (moyenne de 6°), une distance du bout de l'olécrane à l'apex du PUDA de 47mm (variation : 34mm-78mm) et une forte corrélation entre le coude droit et gauche ($r=0,86$)[4]. Lors de fractures avec une comminution sévère, une radiographie du coude controlatéral peut assister à la planification de la reconstruction du cubitus qui est individuellement variable, mais détient une morphologie symétrique. Donc, la compréhension de l'anatomie unique du cubitus proximal est primordiale lors du traitement de blessures complexes au coude, tel que des fractures de type Monteggia. Les fractures de Monteggia, initialement décrites en 1814, sont des fractures du cubitus proximal associées avec une luxation de la tête radiale et des ruptures ligamentaires, dont le ligament annulaire. Selon la classification de Bado, ces types de fractures sont divisés en quatre catégories différentes selon la direction de luxation de la tête radiale [5-7].

De plus, il a été démontré que le malalignement du cubitus peut engendrer une atteinte de la congruité de l'articulation radio-capitellaire. En effet, dans une étude rétrospective faite

sur des fractures de Monteggia manquées chez des enfants, Bhaskar a souligné l'importance d'un bon alignement du cubitus et a observé que la réparation du ligament annulaire était parfois nécessaire afin d'éviter une luxation de la tête radiale [8]. Par ailleurs, il est bien connu que la tête radiale est alignée avec le capitellum dans des coudes sains [9, 10]. Cette relation de congruité articulaire entre la tête radiale et le capitellum est une composante importante pour la stabilité du coude. Dans cette optique, une revue de la littérature a été faite et a révélée qu'il n'y avait aucune méthode objective établie pour quantifier la translation radio-capitellaire lorsque examinée sur une radiographie latérale du coude.

La motivation derrière ce projet de maîtrise est donc basée sur les observations suivantes: 1) Il n'y a aucune méthode objective standardisée pour quantifier la translation radio-capitellaire du coude. 2) L'anatomie du cubitus proximal est unique pour chaque individu et son angulation dorsale initiale nécessite une attention particulière lors du traitement de blessures complexes à ce niveau. 3) Il n'y a aucune étude évaluant l'effet du malalignement du cubitus, au niveau du PUDA, qui engendrerait une subluxation de la tête radiale, et cela avec et sans une atteinte du ligament annulaire. 4) Les plaques pré-contournées anatomiques sont de plus en plus populaires pour le traitement de fractures du cubitus proximal. Cependant, la majorité des plaques sur le marché ne sont pas anatomiquement faites pour la plupart des individus, car celles-ci ne tiennent pas compte de l'angulation ni de la localisation du PUDA.

Ce mémoire de maîtrise comprend donc six chapitres. Le premier chapitre comprend une revue de la littérature et est divisé en cinq sections afin de bien décrire l'anatomie du

coude, les fractures du cubitus proximal, la classification des fractures du cubitus proximal, l'évaluation diagnostique et les traitements chirurgicaux. Les objectifs de cette étude et les hypothèses de travail sont exposés au chapitre 2. Les développements et les résultats contenus dans le corps du mémoire sont présentés sous forme d'articles. Le chapitre 3 contient le premier article qui est une étude radiologique validant la méthode de mesure objective de la translation de la tête radiale, nommé ratio radio-capitellaire (« radio-capitellar ratio, RCR »). Cette méthode de mesure a ensuite été utilisée dans le second article, une étude biomécanique présentée dans le chapitre 4, afin d'évaluer l'effet du malalignement du cubitus proximal sur la tête radiale. Finalement, une discussion de l'ensemble des résultats et la conclusion de ce mémoire de maîtrise sont exposés aux chapitres 5 et 6.

CHAPITRE 1- REVUE DE LA LITTÉRATURE

1.1 LE COUDE

Le coude est une articulation complexe du membre supérieur qui permet des mouvements de flexion et d'extension de l'avant-bras sur le bras, ainsi que de la pronation et de la supination de l'avant-bras, permettant à l'être humain un niveau de fonction supérieur pour les activités de la vie quotidienne et domestique. Il est donc primordial de bien comprendre l'anatomie du coude lors de blessures complexes nécessitant un traitement chirurgical.

1.1.1 ANATOMIE DU COUDE

Le coude est l'articulation qui relie le bras à l'avant bras. Cette articulation trochoïde consiste en trois articulations: radio-capitellaire, ulno-trochléenne et radio-cubitale proximale. La congruité osseuse de ces articulations, ainsi que les tissus mous les entourant offrent une bonne stabilité au coude. Le cubitus proximal est composé de l'olécrâne et du processus coronoïde. L'olécrâne résiste au déplacement antérieur du cubitus relativement à l'humérus distal, tandis que le processus coronoïde prévient la translation postérieure et les stress en

varus du coude [11, 12]. Ensemble, l'olécrâne et la coronoïde compose l'incisure trochléaire qui s'articule avec la trochlée de l'humérus. La surface articulaire de l'incisure trochléaire est recouverte de cartilage hyalin, excepté pour une petite zone transverse, nommée le « bare area », qui divise l'olécrâne du processus coronoïde [13]. Sur l'aspect latéral du cubitus proximal, l'incisure radiale s'articule avec la tête radiale pour former l'articulation radio-cubitale proximale. Le processus coronoïde est un stabilisateur primaire et peut être divisé en cinq parties: la pointe, le corps, les facettes antéro-médiale et antéro-latérale, et le tubercule sublime. Le radius proximal quant à lui consiste en deux parties: la tête radiale et le col radial. La tête radiale, avec sa forme elliptique, s'articule avec le capitellum de l'humérus et l'incisure radiale. Elle est définie comme un stabilisateur secondaire agissant contre les forces en valgus et rotatoire postéro-latérale [14, 15]. La tête radiale est aussi recouverte de cartilage hyalin sur sa surface articulaire, exceptée pour petite aire connue comme le « safe area », retrouvée sur l'aspect latéral de la tête radiale lorsque l'avant-bras est en position neutre [16].

Il y a aussi deux complexes ligamentaires majeurs qui aident à la stabilité osseuse du coude. Tout d'abord, le ligament collatéral médial qui est composé d'une bande antérieure, transverse et postérieure. La portion la plus importante, la bande antérieure du ligament collatéral médial, origine de l'épicondyle médial sur sa portion antéro-inférieure et s'attache sur le tubercule sublime du processus coronoïde. Ensuite, le complexe du ligament collatéral latéral qui est divisé en 3 parties : le ligament collatéral latéral ulnaire, le ligament collatéral radial et le ligament annulaire. Le ligament collatéral latéral ulnaire origine de l'épicondyle latéral et s'attache sur le côté latéral du cubitus proximal, au niveau du crista supinatoris. Le ligament annulaire entoure la tête radiale et s'attache sur la marge antérieure et postérieure de

l'incisure radiale du cubitus, offrant ainsi une stabilisation lors de la rotation de l'avant-bras, en supination et en pronation. La bande antérieure du ligament collatéral médial joue un rôle primaire de contrainte contre les stress en valgus et l'instabilité rotatoire postéro-médiale, tandis que le ligament collatéral latéral ulnaire prévient la translation rotatoire et les stress en varus [14, 16]. De plus, la capsule du coude aide à la stabilité statique de cette articulation et est considérée comme un stabilisateur secondaire contre les stress en varus et valgus. Sa portion antérieure s'insère distalement à la pointe du processus coronoïde.

La stabilité dynamique du coude est offerte par deux groupes musculaires dominants, les fléchisseurs et les extenseurs. Le premier groupe qui permet le mouvement de flexion de l'avant-bras au bras comprend trois principaux muscles: le biceps brachii, le brachialis et le brachioradialis. Le deuxième groupe musculaire cause l'extension du coude essentiellement grâce à l'action du triceps brachii et à l'anconeus. Le muscle brachialis s'insère distalement à la pointe de la coronoïde, tandis que le tendon du triceps s'attache sur la surface postérieure de l'olécrâne. Le vecteur net des forces exercées par les muscles au niveau du coude, principalement le triceps, biceps et le brachialis, est dirigé dorsalement (Figure 1).

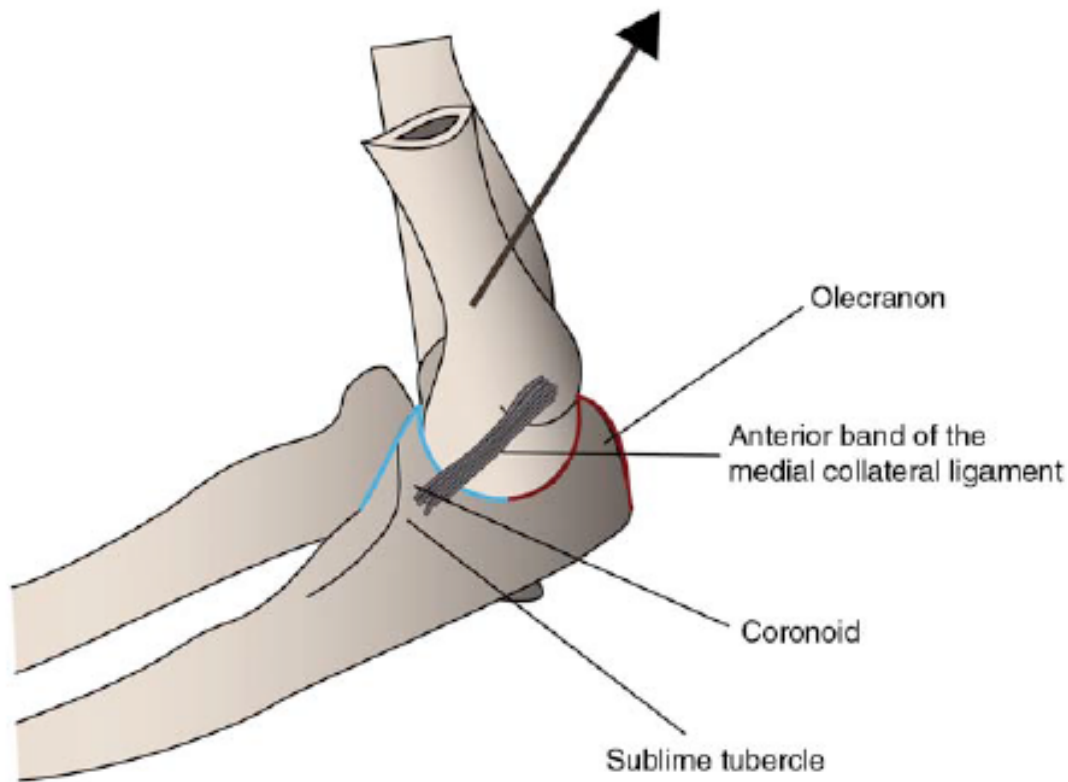


Figure 1- L'anatomie du coude. Illustration démontrant le vecteur net dorsal des forces musculaires au coude. L'olécrâne résiste au déplacement antérieur du cubitus (ligne rouge). Le processus coronoïde résiste au déplacement postérieur du cubitus et au stress en varus (ligne bleu). © 2013 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reprinted from the *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Volume 21 (3), pp. 149-160 with permission.*

Finalement, le coude est aussi entouré d'importantes structures neurovasculaires. Il y a tout d'abord le nerf cubital qui passe par le tunnel cubital situé en médial de l'olécrâne, en postérieur de l'épicondyle médial et est recouvert par le ligament arqué. Ensuite, le nerf

médian passe sous l'aponévrose du biceps brachii, aussi connu sous le nom de lacertus fibrosus, avant de se diviser au niveau du pronateur teres en nerf interosseux antérieur. Puis, le nerf radial qui sort entre le brachioradialis et le brachialis avant de se diviser en deux branches: la branche profonde motrice, nommée nerf interosseux postérieur qui se divise au niveau du supinateur et passe sous l'arcade de Frohse, et la branche superficielle sensitive. Les artères nourrissant les articulations du coude proviennent principalement des anastomoses et des branches terminales de l'artère brachiale passant antérieurement au coude. L'artère brachiale se divise au niveau de l'avant-bras proximal en artères radiale et cubitale. L'artère radiale se divise en une branche radiale récurrente, connue comme le « leash of Henry », tandis que l'artère ulnaire se divise en branches antérieure ulnaire récurrente, postérieure ulnaire récurrente et en interosseux commun.

1.1.2 ANATOMIE DÉTAILLÉE DU CUBITUS PROXIMAL

L'anatomie du cubitus proximal est une structure osseuse importante à comprendre, surtout lorsque confronté à des fractures à ce niveau, nécessitant une chirurgie pour une réduction ouverte et fixation interne. En effet, le cubitus proximal a une morphologie variable, spécialement quant à son angulation qui peut être palmaire ou en varus. Il a été démontré que le cubitus proximal détient une courbure physiologique dans le plan sagittal, décrit comme l'angulation dorsale du cubitus proximal (« Proximal Ulna Dorsal Angulation, PUDA ») [4]. Cette étude a démontré que le PUDA était présent chez 96% de la population, avec une forte corrélation entre les coudes droit et gauche pour chaque individu ($r=0,86$). La

moyenne du PUDA était de 6° dorsale et était localisée à environ 5 cm distal du bout de l'olécrâne. De plus, une interaction entre le PUDA et l'amplitude articulaire du coude a été observée, avec des plus grands angles dorsaux associés avec une diminution de l'extension terminale du coude [17]. Grechenig et al. ont observé dans leur étude une angulation moyenne en varus, qui correspond à l'angle formé par l'axe de l'olécrâne et l'axe de la diaphyse du cubitus, de 18° (11° - 23°) et une angulation antérieure moyenne de 5° (1° - 14°) [3]. Puchwein et al. ont observé des résultats similaires, avec une angulation moyenne de varus de $14^{\circ} \pm 4^{\circ}$ et une angulation moyenne antérieure de $6^{\circ} \pm 3^{\circ}$ [2].

1.2 DESCRIPTION DES FRACTURES DU CUBITUS PROXIMAL

1.2.1 ÉPIDÉMIOLOGIE

Les fractures du cubitus proximal comprennent les fractures de l'olécrâne, les fractures de luxation de l'olécrâne et les fractures du processus coronoïde. Celles-ci ont une prévalence moyenne de 21% de toutes les fractures de l'avant-bras proximal et semblent avoir une incidence augmentée après l'âge de 70 ans autant chez les hommes que chez les femmes [18, 19]. Ce type de fracture se produit le plus souvent lors d'un mécanisme à basse vitesse ou lors d'un trauma indirect au coude.

Les fractures de l'olécrâne comptent pour 10% des fractures du coude chez l'adulte [20, 21]. Les fractures comminutives de l'olécrâne se produisent surtout lors d'un

traumatisme direct, tandis qu'une blessure indirecte par avulsion, suite à la contraction du tendon du triceps exerçant une force sur l'olécrâne, cause plutôt des fractures de type transverse ou oblique [11]. Une attention particulière doit être portée lors de fractures comminutives de l'olécrâne, afin d'identifier la présence de fragments intermédiaires de la surface articulaire et qui peuvent facilement être manqués. L'identification d'un fragment intermédiaire est essentielle pour restaurer l'anatomie de l'articulation ulno-humérale et pour éviter un rétrécissement iatrogénique de l'incisure trochléaire [22].

Une fracture du processus coronoïde se produit quant à elle lors d'une force de compression axiale de la trochlée sur la coronoïde du cubitus et semble être associée chez 2-15% des patients avec une luxation du coude [23]. Lors d'une force progressive en valgus, la coronoïde s'impacte sous la trochlée, causant une fracture de la pointe de la coronoïde. Une fracture au niveau de la facette antéro-médiale résulte plutôt suite à un stress en varus et une rotation postéro-médiale. En effet, environ 60% de la facette antéro-médiale du processus coronoïde n'est pas supporté par la métaphyse du cubitus proximal, la rendant plus susceptible à une fracture [24].

Une blessure du coude comprenant une fracture du processus coronoïde, une fracture de la tête radiale et une luxation de coude est connue sous le nom de « la triade terrible » du coude. Ce type de lésion résulte de forces au coude en valgus et en postéro-latéral, et est aussi associé avec des blessures du complexe ligamentaire collatéral [1, 25].

1.2.2 PRÉSENTATION CLINIQUE

Lorsqu'un individu se présente avec un trauma au membre supérieur, il est indispensable de faire une histoire complète et un examen physique assidu, incluant un bon examen neuro-vasculaire, pour ne pas manquer d'autres blessures graves associées. Lors de blessures à haute vitesse ou lors de fractures-luxations du coude, il faut être davantage vigilant à une atteinte neurologique, vasculaire ou aux tissus mous, de tout le membre supérieur lésé, et surtout de ne pas manquer un syndrome du compartiment associé. Les patients ayant une fracture du cubitus proximal se présentent souvent avec une posture antalgique, soutenant leur membre supérieur atteint, avec le coude enflé et une déformation évidente à ce niveau. L'amplitude articulaire du coude est souvent limitée dû à la douleur associée et les fractures de l'olécrâne peuvent se présenter avec une limitation de l'extension du coude.

1.3 CLASSIFICATION DES FRACTURES DU CUBITUS PROXIMAL

Il y a plusieurs classifications qui ont été décrites dans la littérature pour les fractures du cubitus proximal. Un bon système de classification est important pour l'amélioration de la communication autant en recherche qu'en clinique, afin de bien comprendre le type de fracture présent et le pronostic qui lui est associé, avant d'entreprendre un traitement définitif.

1.3.1 FRACTURE DE L'OLÉCRÂNE ISOLÉE

Il existe deux principales classifications utilisées couramment lors de la description des fractures de l'olécrâne isolée. Il y a tout d'abord la classification de Mayo, décrite par Morrey, qui est basée sur la stabilité du coude, le déplacement de la fracture et le degré de comminution présent [26]. Le type I est une fracture non-déplacée, avec ou sans un léger degré de comminution. Le type II est une fracture déplacée, mais le coude demeure stable grâce à la surface articulaire antérieure et la portion du ligament collatéral médial intact. Le type III est associé avec une plus grande aire de surface atteinte au niveau de l'olécrâne et crée un coude instable. De plus, chaque type comprend des sous-types A et B, qui sont décrits respectivement comme des fractures non-comminutives et comminutives [10, 11].

La deuxième classification des fractures de l'olécrâne est celle de Schatzker qui est divisée en six types (Figure 2) [11, 27]. Le type A est une fracture simple transverse. Le type B est une fracture transverse complexe avec une portion centrale de la surface articulaire qui est impactée. Le type C est une fracture simple oblique. Le type D se présente avec une fracture comminutive. Le type E est une fracture oblique partant distalement à l'encoche mitrochléenne. Finalement, le type F est une fracture de l'olécrâne et de la tête radiale, souvent associée avec une rupture du ligament collatéral médial.

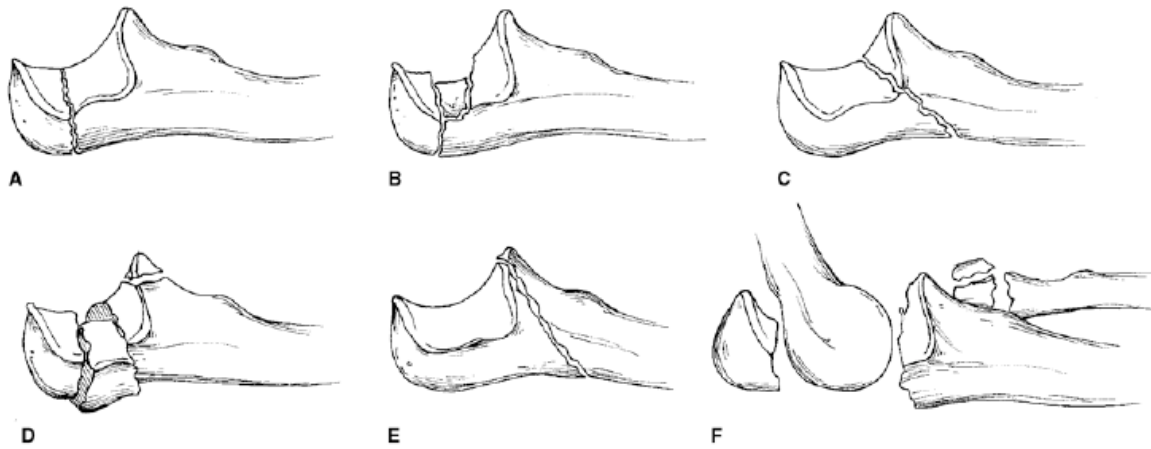


Figure 2- Classification de Schatzker des fractures de l'olécrâne. **A**, Type A, fracture simple transverse. **B**, Type B, fracture transverse avec une impaction de la surface articulaire centrale. **C**, Type C, fracture simple oblique. **D**, Type D, fracture comminutive de l'olécrâne. **E**, Type E, fracture oblique distale à l'encoche mi-trochléenne. **F**, Type F, combinaison de fractures de l'olécrâne et de la tête radiale, souvent associé avec une déchirure du ligament collatéral médial. © 2000 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reprinted from the *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Volume 8(4), pp. 266-275 with permission.

1.3.2 FRACTURES COMBINÉES DE L'OLÉCRÂNE ET DE LA CORONOÏDE

En 1989, Regan et Morrey ont décrit une classification pour les fractures de la coronoïde, divisée en trois types et basée selon leur apparence sur une radiographie latérale du coude [28]. Le type I est une atteinte de la pointe de la coronoïde par avulsion; le type II est

une fracture comprenant <50% du processus coronoïde; et le type III est une fracture touchant >50% du processus coronoïde. De plus, le type III est sous-divisé en type A et B, représentant respectivement une absence de luxation du coude et une présence de luxation du coude.

Avec l'avancement de la technologie et l'utilisation fréquente de la tomographie axiale assistée par ordinateur (TACO), O'Driscoll et al[1] ont développé une deuxième classification des fractures de la coronoïde, plus descriptive que la première et basée sur la localisation du trait de fracture (Figure 3). Cette classification anatomique se réfère à trois portions principales de la coronoïde: la pointe, la facette antéro-médiale et la base. Les fractures classées sous le type I représentent des fractures de la pointe de la coronoïde et est sous-divisé en deux: le sous-type 1 est un fragment $\leq 2\text{mm}$ et le sous-type 2 comprend un fragment $\geq 2\text{mm}$. Les fractures de type II sont des fractures touchant la facette antéro-médiale et est sous-classifié en trois: le sous-type 1 est une fracture au niveau du rebord antéro-médial; le sous-type 2 est une fracture du rebord antéro-médial et de la pointe de la coronoïde; et le sous-type 3 inclut le trait de fracture du sous-type 2, associé avec une fracture du tubercule sublime. Les fractures de la base de la coronoïde sont classées sous le type III et sont divisées en deux: le sous-type 1 comprend le corps de la coronoïde à sa base; le sous-type 2 est une fracture de la coronoïde trans-olécrânienne basale. Cette classification permet de planifier avec soin l'approche chirurgicale, surtout lors d'une fracture de type III- sous-type 2, qui comprend une combinaison d'une fracture de l'olécrâne et de la coronoïde.

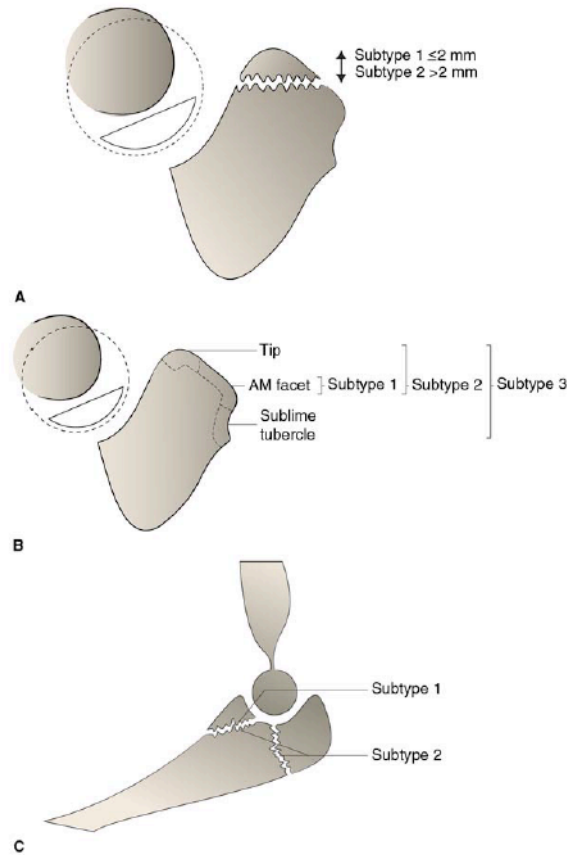


Figure 3- Fracture de la coronoïde selon la classification de O’Driscoll et al.[1] **A**, Type 1. **B**, Type 2. Type 2 sous-types 1, 2, et 3 correspondent à une progression de la sévérité des fractures de la facette antéro-médiale (AM). **C**, Type 3. Type 3 sous-types 1 (base de la coronoïde) et 2 (base de la coronoïde et de l’olécrâne). Panneaux A et B illustrent des vues axiales du coude, démontrant le col et la tête radiale (inséré, ligne pointillée) et la première vue distale après la surface articulaire. Cette vue permet une visibilité des trois parties de la coronoïde (pointe, facette AM, et le tubercule sublime). © 2013 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reprinted from the Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Volume 21 (3), pp. 149-160 with permission.

1.3.3 FRACTURE DE TYPE MONTEGGIA

La fracture de Monteggia a initialement été décrite en 1814 par Monteggia, comme une fracture du cubitus proximal associée avec une luxation de la tête radiale [29]. Ce n'est qu'en 1967 que Bado a décrit la classification de Monteggia, divisée en quatre types et basée selon la direction de luxation de la tête radiale et celle de l'angulation de la fracture du cubitus [6]. Une fracture de Monteggia engendre une perte de la congruité de l'articulation proximale radio-cubitale. Le type I se présente avec une luxation antérieure de la tête radiale et une angulation antérieure de la fracture du cubitus proximal; le type II est une luxation postérieure ou postéro-latérale de la tête radiale avec une angulation postérieure de la fracture du cubitus proximal; le type III est une luxation latérale ou antéro-latérale de la tête radiale associée avec une fracture du cubitus proximal; le type IV est une luxation antérieure de la tête radiale combinée avec des fractures du tiers proximal du radius et du cubitus proximal au même niveau [16]. En 1991, Jupiter et al.[30] ont ensuite modifié la classification des fractures de Monteggia décrite par Bado, en sous-divisant les blessures de type II afin de mieux décrire le type de fracture du cubitus proximal. Le type IIA représente une fracture au niveau de l'incisure trochléenne; le type IIB comprend une fracture au niveau de la métaphyse proximale, distale à la coronoïde; le type IIC est une fracture du cubitus diaphysaire; et le type IID est une fracture comminutive du cubitus proximal.

1.4 ÉVALUATION DIAGNOSTIQUE

Après le recueil de l'histoire complète du traumatisme au membre supérieur, ainsi qu'un examen physique minutieux, des imageries radiologiques sont souvent nécessaires pour diagnostiquer et mieux caractériser le type de blessure exact, avant de prendre la décision du traitement approprié.

1.4.1 ÉVALUATION RADIOLOGIQUE DE BASE DES TRAUMATISMES DU COUDE

Des radiographies de base avec des vues en AP et latérale du coude sont généralement suffisantes pour définir les fractures simples du coude. Il est aussi important de s'assurer de l'intégrité des articulations au-dessus et au-dessous du coude, en prenant des radiographies de l'épaule et du poignet du membre supérieur atteint, ainsi que des images de toute autre articulation douloureuse lors de l'examen physique. Il est important d'identifier le type de fracture du coude, mais aussi d'évaluer la congruité des articulations ulno-humérale, radio-capitellaire et radio-cubitale.

Il est bien connu que dans les coudes sains, la tête radiale est alignée avec le capitellum [9], [10]. Storen[31], en 1959, a décrit la ligne radio-capitellaire comme une ligne passant sur l'axe de la diaphyse radiale vers le capitellum et traversant le centre de celui-ci dans les coudes normaux. En 1989, Miles et al.[9] ont souligné l'importance d'obtenir une vraie radiographie latérale lors de l'utilisation de la ligne radio-capitellaire pour qu'elle soit valide.

Une radiographie latérale est dite acceptable lorsque les trois arcs concentriques du sillon trochléaire, du capitellum et de la trochlée médiale se chevauchent (Figure 4) [32]. De leur côté, Dunning et al[33] ont essayé de quantifier les translations de la tête radiale par rapport à l'humérus distal, en utilisant un système d'analyse avec un axe flottant.

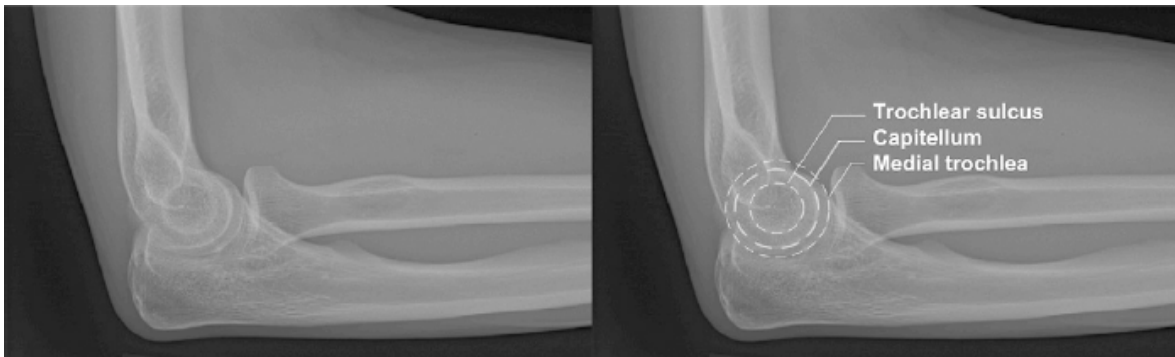


Figure 4- Radiographies latérales acceptables du coude démontrant l'identification des 3 arcs concentriques: le sillon trochléaire, le capitellum et la trochlée médiale. © 2012 Elsevier. *Reprinted from the Journal of Shoulder and Elbow Surgery, Volume 21 (5), pp.574-579 with permission.*

Cependant, après une revue de la littérature, il n'y avait aucune méthode objective pour mesurer cette translation radio-capitellaire. Donc, dans un premier temps, nous avons décidé de développer une méthode de mesure pour quantifier cette translation radio-capitellaire, sur une radiographie avec une vue latérale du coude [34].

Tel que décrit précédemment, le cubitus proximal présente chez la majorité de la population une angulation dorsale, nommé le PUDA. L'identification de cette angulation est

important surtout lors de fractures à ce niveau nécessitant une réduction anatomique. Le PUDA, tel que décrit par Rouleau et al.[4], est déterminé en mesurant l'angle d'intersection entre les lignes tangentielles placées sur l'aspect dorsal de l'olécrâne et la surface dorsale de la diaphyse cubitale. La forte corrélation entre les coudes droit et gauche rapportée pour chaque individu ($r=0,86$), souligne l'importance de faire une radiographie du coude controlatéral afin de mesurer le PUDA initial, lors de fractures complexes du cubitus proximal. De plus, lorsque Grechenig et al.[3] ont décrit la présence d'une déviation antérieure au niveau de la portion du tiers proximal-moyen du cubitus, ils ont discuté comment une réduction d'une fracture du cubitus proximal avec une plaque droite pouvait engendrer une malréduction, et conséquemment de l'instabilité de la tête radiale secondairement à l'anatomie unique chez chaque individu.

1.4.2 EXAMENS RADIOLOGIQUES COMPLÉMENTAIRES

Des examens radiologiques complémentaires, tel qu'une TACO du coude, sont demandés lors de fractures complexes avec la présence de comminution, de fragments intermédiaires, ou d'une combinaison de fractures de la coronoïde et de l'olécrâne. Une tomодensitométrie du coude permet d'identifier le type de fracture et le déplacement des fragments. Des reconstructions en trois-dimensions peuvent être utiles pour mieux comprendre les lésions, afin de se faire une planification chirurgicale pré-opératoire [27].

1.5 TRAITEMENT CHIRURGICAL

Pour tout traitement de fracture, les principes fondamentaux, tels que décrits par l'AO, reposent sur l'obtention d'une réduction anatomique et d'une fixation stable, la préservation des tissus mous et la possibilité d'un début rapide de mouvement articulaire afin de prévenir des co-morbidités associées [35].

1.5.1 FRACTURE DE L'OLÉCRÂNE

Il y a plusieurs modèles de fixations différents selon le type de fracture de l'olécrâne présent. Un algorithme, basé sur la classification de Schatzker, a été développé pour le traitement des fractures de l'olécrâne (Figure 5) [27].

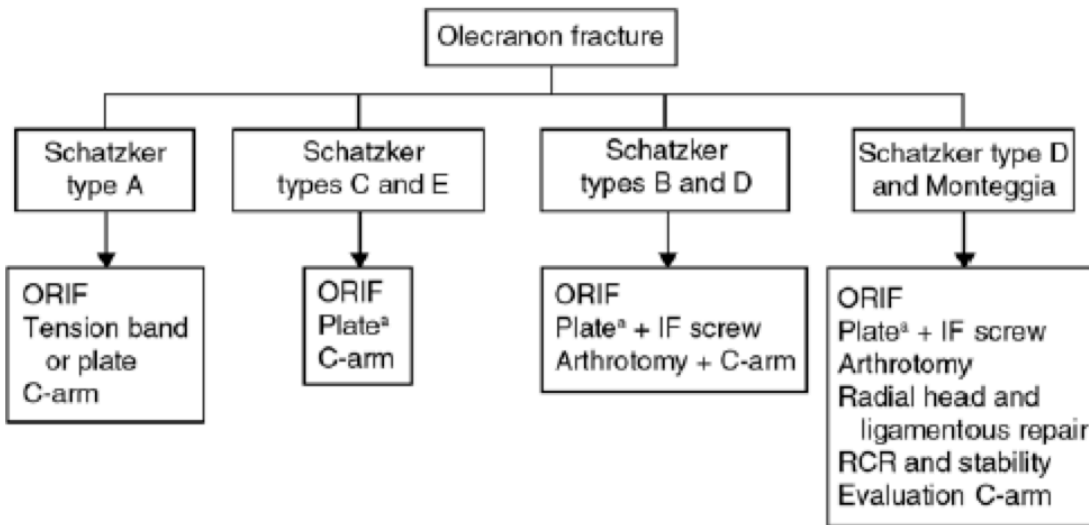


Figure 5- Algorithme du traitement des fractures de l'olécrâne. C-arm= fluoroscopie, IF= vis interfragmentaire, ORIF= réduction ouverte et fixation interne, RCR = ratio radiocapitellaire. ^a La plaque devrait être adaptée à l'angulation dorsale du cubitus proximal controlatéral. © 2013 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reprinted from the *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Volume 21 (3), pp. 149-160 with permission.

Les fractures de l'olécrâne classées sous le type Schatzker A, comprenant donc un trait de fracture simple, transverse et non-comminutive, peuvent être traitées avec un système de câblage sous tension, « tension band wiring (TBW) » (Figure 6). Cependant, cette méthode de fixation est contre-indiquée lors de fractures plus complexes, avec présence de comminution ou un trait oblique, et son rôle est moins bien utilisé avec des fractures débutant à la base de la coronoïde. Ce système de fixation permet la création d'une force compressive dynamique au travers de la surface articulaire, en convertissant la force du triceps [36].

Une étude biomécanique récente a comparée l'effet de compression interfragmentaire entre le système de TBW et la fixation avec plaque-vis pour des fractures transverses de l'olécrâne [37]. Ils ont suggéré que la fixation avec une plaque offrait une meilleure force compressive au niveau du site de fracture. De plus, Horne et al.[38] ont observé plusieurs complications avec le système de TBW, telles que la migration des broches, l'irritation des tissus mous, des bursites de l'olécrâne, des bris de matériel et des déplacements de fractures, nécessitant donc souvent une deuxième chirurgie pour l'exérèse de matériel.



Figure 6- Différents traitements chirurgicaux de la fracture de l'olécrâne. A, Fracture simple de l'olécrâne fixée avec un système de TBW. **B,** Fracture comminutive de l'olécrâne réduite et fixée avec une plaque et des vis.

Pour les fractures de l'olécrâne plus complexes, comminutives ou avec un trait oblique, le système de TBW ne procure pas une stabilité suffisante. De plus, cette méthode de fixation peut rétrécir l'incisure trochléenne et diminuer la surface articulaire. Donc, lors de ce type de blessure, une fixation avec une plaque et des vis interfragmentaires est nécessaire afin d'offrir une fixation anatomique et stable. Une vis nommée la « home run screw » a été conçue et

démontrée comme efficace pour stabiliser les fragments intermédiaires de l'olécrâne et pour obtenir une surface articulaire anatomique [22]. Lorsque possible, il est important de réduire anatomiquement les fragments articulaires comminutifs pour maintenir une congruité articulaire et éviter le rétrécissement de la surface articulaire, pouvant éventuellement être un risque d'arthrose précoce [11]. De plus, une perte osseuse peut se présenter lors de fractures comminutives sévères. Il est alors indiqué d'ajouter de la greffe osseuse lors de la fixation afin de maintenir une surface articulaire congruente et pour optimiser la guérison. En fait, il est important de réduire le cortex postérieur du cubitus proximal, en maintenant toute sa longueur anatomique selon son PUDA initial. Il y a quelques études qui ont démontrées l'effet de la perte osseuse sur la stabilité du coude. En effet, Bell et al.[39] ont rapporté qu'une perte de 12,5% de l'olécrâne est suffisante pour altérer la stabilité articulaire du coude. Cependant, une autre étude a démontré que près de 75% de l'olécrâne pouvait être enlevé sans créer d'instabilité [39]. Finalement, lorsque le triceps est directement réparé à l'os, il doit être attaché le plus dorsalement possible car il a été démontré que, même dans une position optimale, ce muscle peut perdre jusqu'à 24% de sa force [40].

1.5.2 FRACTURES COMBINÉES DE L'OLÉCRÂNE ET DE LA CORONOÏDE

Les fractures combinées de l'olécrâne et du processus coronoïde doivent être abordées de façon systématique en fixant les fragments de distal à proximal. De plus, un des principes techniques de base lors de l'approche chirurgicale pour des fractures combinées, est d'examiner les blessures de l'extérieur vers l'intérieur de l'articulation, puis de traiter de

l'intérieur vers l'extérieur [16]. Lors de la fixation des fragments de la coronoïde, l'avant-bras devrait être mis en pronation lors d'une approche latérale du coude, ou en supination lors d'une approche médiale, afin de protéger le nerf interosseux postérieur. De plus, lors de l'exploration des fragments en médial, il faut protéger le nerf ulnaire dans le tunnel cubital et parfois même le relâcher in situ afin de le rétracter en postérieur et éviter des complications, telles que des neuropathies. Le traitement des fractures de la coronoïde, selon la classification de O'Driscoll, a été présenté dans un algorithme (Figure 7) [27]. Il est connu que la facette antéro-médiale de la coronoïde est plus susceptible de se fracturer, car 58% de sa surface n'est pas supportée par la métaphyse du cubitus proximal [24]. Tel qu'indiqué, le traitement chirurgical à entreprendre lors de fractures combinées de la coronoïde et de l'olécrâne (Type III) est de procéder avec une réduction ouverte et une fixation interne en utilisant une plaque pliée selon le PUDA du coude controlatéral. Des images fluoroscopiques sont prises dans tous les mouvements du coude et de l'avant-bras en salle d'opération, afin de s'assurer l'obtention d'une réduction anatomique et d'une bonne congruité articulaire.

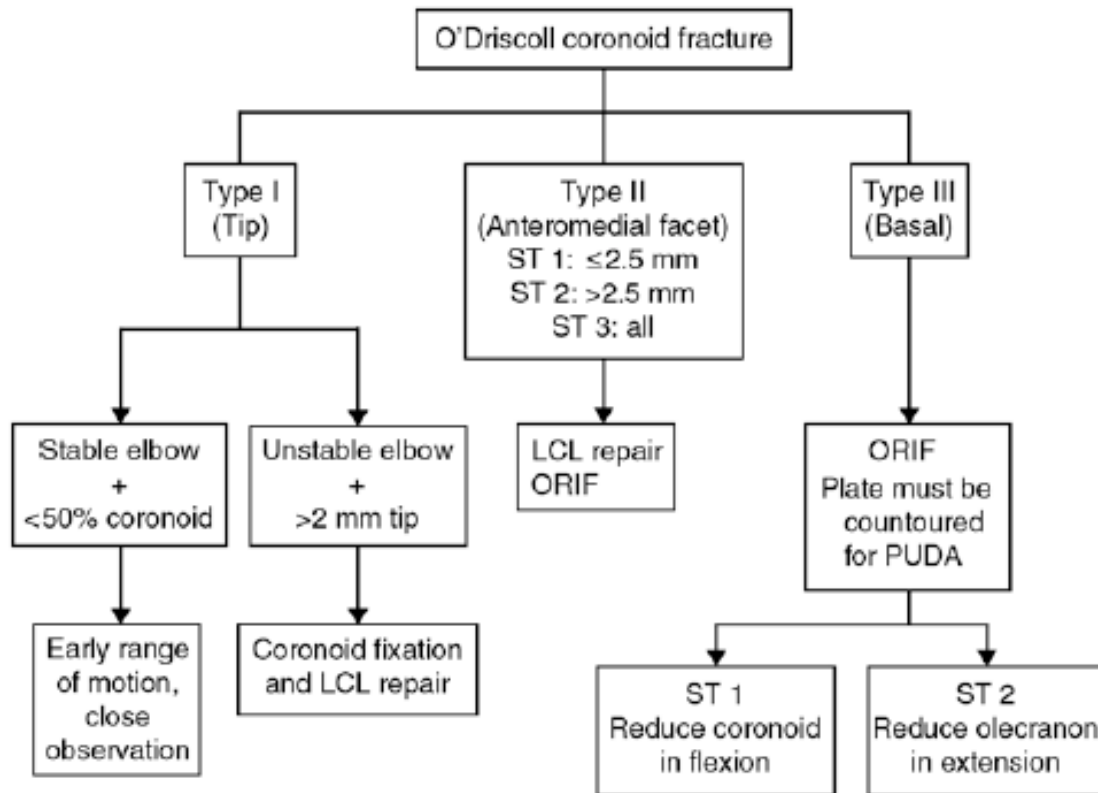


Figure 7- Algorithme du traitement des fractures de la coronoïde, basé selon la classification de O'Driscoll. LCL= Ligament collatéral latéral, ORIF= Réduction ouverte et fixation interne, PUDA= « Proximal ulna dorsal angulation », ST= Sous-type. © 2013 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reprinted from the *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Volume 21 (3), pp. 149-160 with permission.

1.5.3 FRACTURE DE MONTEGGIA

Afin de pouvoir traiter adéquatement une fracture de Monteggia, il faut pouvoir faire le bon diagnostic lors du trauma initial, et donc reconnaître la luxation de la tête radiale qui

peut être manquée [41]. Un traitement chirurgical est recommandé pour le traitement des fractures de type Monteggia dans la population adulte. Le premier geste est d'essayer de réduire la fracture-luxation et de la stabiliser dans une attelle plâtrée. Un examen neuro-vasculaire et de l'intégrité de la peau est primordial. Il faut éviter de réduire la tête radiale à multiples reprises car une aggravation de la condition des tissus mous peut s'en suivre. Il est d'une grande importance de bien planifier son opération avant de porter un geste chirurgical. Des images radiologiques complémentaires doivent être demandées, tel qu'une TACO, pour mieux définir la lésion. De plus, il ne faut pas oublier de demander une radiographie de coude controlatéral pour quantifier l'angulation dorsale du cubitus proximal qui est unique pour chaque individu et de reproduire son anatomie initiale en pliant la plaque selon l'angle mesuré. Il faut approcher ce type de lésion avec soin, en fixant ou reconstruisant la tête radiale à travers le site de fracture avant de fixer le cubitus. Une fixation avec une plaque et des vis est nécessaire pour réparer la fracture au niveau du cubitus. Lors de la chirurgie, un alignement anatomique du cubitus proximal est primordial afin d'obtenir une réduction adéquate de la tête radiale et avoir un coude stable, sinon la tête radiale peut demeurer instable et engendrer des subluxations ou luxations récidivantes [16]. Finalement, des images radiologiques par fluoroscopie devraient être obtenues en salle d'opération pour assurer un bon alignement radio-capitellaire dans toutes les positions du coude et de l'avant-bras, en flexion, extension, pronation et supination.

1.6 ÉTUDES BIOMÉCANIQUES DE LA FIXATION DES FRACTURES DU CUBITUS PROXIMAL

Tel que discuté précédemment, selon le type de fracture du cubitus proximal, différentes options existent afin d'obtenir une réduction anatomique et une fixation optimale. Les fractures du cubitus proximal isolées, non-comminutives et transverses peuvent être fixées avec un système de TBW, cependant, ce traitement est contre-indiqué lors de fractures comminutives ou complexes, telles que les fractures de type Monteggia. Classiquement, selon l'enseignement de l'AO, la fixation par TBW offre une compression dynamique au travers de la surface articulaire, en convertissant la force du triceps [36]. Or, Wilson et al. ont récemment remis en question le système de TBW, en démontrant dans leur étude biomécanique que les plaques pré-contournées offraient des forces compressives plus élevées pour les fractures transverses de l'olécrâne, comparativement à ce système [37]. Malheureusement, il y a peu d'études biomécaniques dans la littérature évaluant les fixations composées de plaques et de vis, lors de la réduction d'une fracture du cubitus proximal. Puchwein et al. ont souligné l'importance d'obtenir une fixation anatomique d'une fracture du cubitus proximal, car une malréduction et une malunion pouvaient engendrer un effet négatif sur les trois articulations du coude: radio-capitellaire, ulno-humérale et radio-cubitale proximale [42]. De plus, Baecher et al. ont précisé que les plaques pré-contournées du cubitus proximal ne devraient pas être utilisées sans la considération de la variabilité de l'anatomie du cubitus proximal, car l'utilisation d'une plaque droite appliquée au niveau de l'angulation dorsale proximale du cubitus pouvait forcer une fracture en malunion [43]. Aussi, il y a peu d'évidence documentée dans la littérature qui souligne l'effet de la déformité du cubitus

proximal en varus ou en valgus, sur la rotation de l'avant-bras. Dans leur étude, Snow et al. ont quantifié le changement d'amplitude de rotation de l'avant-bras lors de malunions simulées en valgus et en varus du cubitus proximal [44]. Ils ont démontré que les deux types de déformités avaient un effet sur l'amplitude articulaire totale de l'avant-bras, avec les déformités en varus causant une perte de pronation, sans changement de la supination, tandis que les déformités en valgus causaient une perte de pronation, mais surtout de supination. Ils ont donc suggéré d'effectuer une radiographie du coude contralatéral pré-opératoire afin d'évaluer le degré de déformité en varus-valgus du cubitus et d'ainsi pouvoir mieux planifier la réduction de la fracture. De plus, Yong et al. ont évalué la morphologie du cubitus proximal en utilisant un modèle 3D sur des spécimens cadavériques et par le fait même, ont appuyé la notion que la variabilité de l'anatomie du cubitus proximal devait être considérée lors de l'application de plaques dorsales contournées pour les réductions de fractures du cubitus proximal [45]. Buijze et al. ont évalué biomécaniquement deux types de fixations lors de fractures comminutives de l'olécrâne: une plaque tiers-tubulaire versus une plaque « locking », lors de chargement cyclique, afin de mesurer la rigidité et la force du montage [46]. Ils n'ont trouvé aucune différence significative entre la rigidité de la fixation et la force du montage pour les deux méthodes de fixation. Gordon et al. ont comparé la force de deux types de fixations internes lors de fractures comminutives de l'olécrâne : des plaques doubles, placées en médial-latéral et une plaque simple fixée dorsalement avec une vis intramédullaire [47]. Leur étude biomécanique a démontré que la plaque dorsale avec la vis intramédullaire avait un moment de flexion significativement plus élevé (48%) lors de sa défaillance, comparativement aux plaques doubles placées en médial-latéral. D'un autre côté, une étude a démontré une amélioration de la solidité de fixation et de support, lors de fractures-luxations

complexes de l'olécrâne touchant le processus coronoïde, en utilisant une combinaison de plaques placées en dorsal et en médial du cubitus proximal [48]. Quant à l'étude biomécanique d'Edwards et al., ils ont comparé cinq plaques disponibles sur le marché et ont évalué l'habileté de chacune à contrôler les forces torsionnelles autour d'une fracture comminutive de l'olécrâne [49]. Cette étude souligne l'importance de choisir une plaque limitant les forces de cisaillement en translation et en torsion, pouvant nuire à la guérison de fractures du cubitus proximal. Donc, aucune étude biomécanique ne semble avoir étudiée spécifiquement l'effet de malréduction d'une fracture du cubitus proximal, lors d'une fixation avec un montage composé d'une plaque et de vis, sur la stabilité de la tête radiale, s'articulant avec celui-ci.

1.7 RÉSULTATS FONCTIONNELS SUITE À UNE FRACTURE DU CUBITUS PROXIMAL

Il y a seulement quelques séries présentes dans la littérature qui évaluent les résultats fonctionnels suite à des fractures du cubitus proximal (Tableau I). En moyenne, après une fixation avec une plaque et des vis, les patients perdent 30⁰ d'amplitude articulaire cubito-huméral [50-54]. Cependant, ces études ont aussi observé une amélioration de l'amplitude articulaire après l'exérèse de matériel, la complication la plus fréquente après une fixation du cubitus proximal, qui était requise chez 18% à 62% des patients. Après une revue approfondie de la littérature, l'étude d'Anderson et al.[55] a évalué un taux d'exérèse de matériel de 11% à 82% suite à un montage de type TBW, comparativement à un système de plaque et vis de 0%

à 20%. Les résultats fonctionnels peuvent être évalués avec le score de « Mayo Elbow Performance Score »; dans la majorité des cas, les résultats fonctionnels sont classés comme bons à excellents [50-53]. Un autre score, le « Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand (DASH) » et le score « QuickDASH » ont été utilisés dans quelques études et ont démontré des scores entre 9 et 17 après un traitement chirurgical pour des fractures de l'olécrâne fixées avec une plaque et des vis, où 0 représente une fonction parfaite du membre supérieur et 100 correspond au pire score [50-53]. En 2002, Hunsaker et al. ont évalué que la population générale avait un score DASH de 10,1, avec une déviation standard de 14,68 [56]. Lors d'une fracture de la facette antéro-médiale de la coronoïde, il est important de la réduire avec une fixation stable afin d'éviter une instabilité au coude, des subluxations en varus et de l'arthrose précoce [24]. Cependant, lors de fractures complexes du coude, il y a toujours un risque d'instabilité résiduelle, d'ossification hétérotopique, de raideur articulaire, d'une neuropathie, d'infection, de malunion et de nonunion [7, 12, 16]. De plus, de l'arthrose post-traumatique peut survenir chez 21% à 48% des patients [53, 54]. Lors de l'évaluation de l'amplitude articulaire du coude suite à une fracture du cubitus proximal, il est important de prendre en considération le degré du PUDA, car il est connu que les angulations plus élevées résultent en une diminution de l'extension et de l'amplitude articulaire totale du coude [57]. De plus, l'amplitude articulaire du coude est associée à l'index de masse corporelle, l'âge, l'hyperlaxité, ainsi que les circonférences du bras et de l'avant-bras [58].

Outcomes Following Plating of Olecranon Fracture

Study	No. of Patients	Average Follow-up (Range)	Fixation
Anderson et al ⁴⁸	32	2.2 yr (0.7–5.1)	Mayo congruent elbow plate system
Buijze and Kloen ⁴⁷	19	22 mo (12–48)	Contoured LCP and intramedullary screw fixation
Erturer et al ⁴⁵	18	22.6 mo (7–42)	Locking-plate osteosynthesis
Siebenlist et al ⁴⁶	15	16 mo (8–29)	3.5-mm LCP olecranon plate

DASH = Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand; LCP = locking compression plate; MEPS = Mayo Elbow Performance Score; OA = osteoarthritis; ROM = range of motion

Tableau 1 (suite)

Outcomes Following Plating of Olecranon Fracture

Mean ROM (Flexion-extension/ Pronation-supination [degrees])	Mean MEPS Score	Mean DASH Score	Average Broberg-Morrey Score	OA (%)	Hardware Removal (No.)	Nonunion (No.)
120/158	89	32	—	—	4	2
123/145	93	13	93	44	9	0
116/126	—	17	81	—	2	0
129/171	97	13	—	—	4	1

DASH = Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand; LCP = locking compression plate; MEPS = Mayo Elbow Performance Score; OA = osteoarthritis; ROM = range of motion

Tableau 1- Résultats fonctionnels des fractures de l'olécrâne traitées avec un système de fixation plaque et vis. DASH= Disabilities of the Arm, Shoulder, and Hand; LCP= locking compression plate; MEPS= Mayo Elbow Performance Score; OA= osteoarthritis; ROM= range of motion. © 2013 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reprinted from the *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons, Volume 21 (3), pp. 149-160 with permission.*

CHAPITRE 2- OBJECTIFS ET HYPOTHÈSES

2.1 RÉSUMÉ DE LA PROBLÉMATIQUE

La stabilité du coude est dépendante de la congruité de ses trois articulations osseuses, ainsi que de la capsule, les ligaments et les muscles l'entourant. Ensemble, leur synergie permet un bon fonctionnement du coude, essentiel aux activités de la vie quotidienne et domestique. Les fractures du cubitus proximal comprennent 21% de toutes les fractures de l'avant-bras et surviennent le plus souvent suite à un trauma à basse-vélocité avec un impact direct ou indirect [18]. Il est bien connu qu'un échec à reconstruire l'anatomie initiale du coude suite à une fracture du cubitus proximal, telle qu'une fracture de Monteggia, peut causer une non-union, une malunion, une perte de fonction, de l'arthrose précoce, de l'instabilité et une synostose radio-cubitale [7, 59-65].

Il a été démontré récemment que le cubitus proximal détenait une angulation variable et unique chez chaque individu. L'angulation dorsale du cubitus proximal, nommé « Proximal Ulna Dorsal Angulation » ou PUDA, a été décrit comme ayant un angle normal de 0° - 14° et une forte corrélation entre les coudes droit et gauche chez le même individu ($r=0,86$) [4].

Cette découverte et meilleure compréhension de l'anatomie du cubitus proximal dans les dernières années a soulevé la question suivante: est-ce qu'un malalignement de l'architecture osseuse du cubitus proximal peut affecter l'alignement de l'articulation radio-capitellaire? Quelques études ont démontré que dans les coudes normaux, la tête radiale est alignée avec le capitellum de l'humérus [9, 10, 31]. Il y a eu une étude in vitro de Dunning et al.[33] qui a évalué la cinématique du coude et a quantifié la stabilité articulaire avec un système de coordonnées au coude. De plus, en 1959 l'étude de Storen[31] a décrit la ligne radio-capitellaire comme celle passant par l'axe de la diaphyse du radius vers le centre du capitellum. Cependant, après une revue de la littérature, il s'est avéré qu'il n'y avait aucune méthode objective pour mesurer la translation radio-capitellaire.

Les plaques pré-modélées anatomiques sont devenues populaires pour la fixation des fractures du cubitus proximal. Cependant, il a été démontré que les plaques disponibles sur le marché ne sont pas adéquates pour la majorité des patients, car elles n'apprécient pas l'angle dorsal ni la localisation du PUDA [2]. De plus, Grechenig et al.[3] ont décrit la présence d'une déviation antérieure au niveau du tiers proximal du cubitus et ils ont observé que la réduction d'une fracture du cubitus proximal avec une plaque droite pouvait causer une malréduction et même une instabilité de la tête radiale secondaire. L'étude de Bhaskar[8] a pour sa part souligné l'importance d'un alignement adéquat du cubitus, et a observé que la réparation du ligament annulaire était parfois nécessaire afin d'éviter des luxations récidivantes de la tête radiale.

Subséquentement, la problématique suivante s'est soulevée: en réduisant une fracture du cubitus avec une plaque droite pré-modelée, sans tenir compte du PUDA, la réduction et fixation s'avèrent donc non-anatomique pour cet individu. Il serait alors important d'obtenir des radiographies du coude controlatéral afin de modeler les plaques pour chaque patient, selon leur anatomie spécifique initiale. Toutefois, il n'y a aucune étude qui a évalué le degré de malalignement au niveau de l'angulation dorsale du cubitus proximal nécessaire pour créer un malalignement de la tête radiale, ni l'effet de la position du coude et de l'avant-bras sur cette instabilité ou l'effet de l'intégrité du ligament annulaire.

2.2 OBJECTIF GLOBAL

Le but premier de ce travail est d'évaluer la magnitude de malalignement angulaire d'une fracture du cubitus proximal, au niveau de l'angulation dorsale du cubitus proximal (PUDA) nécessaire pour créer un malalignement radio-capitellaire, sans et avec une atteinte de l'intégrité du ligament annulaire. Préalablement, une étude radiologique a été conçue pour concevoir et valider une méthode de mesure quantitative et reproductible de la translation radio-capitellaire.

2.3 HYPOTHÈSES

Afin de répondre à cette tâche, plusieurs hypothèses doivent être vérifiées.

Hypothèse 1: Il est possible de mesurer de façon fiable, reproductible et valide l'alignement radio-capitellaire, avec une radiographie simple du coude sur une vue latérale.

Hypothèse 2: La tête radiale va se déplacer antérieurement avec une malréduction d'une fracture du cubitus proximal en extension et ce déplacement va augmenter lorsque le coude sera mobilisé en extension.

Hypothèse 3: La tête radiale va se déplacer postérieurement avec une malréduction d'une fracture du cubitus proximal en flexion et ce déplacement va augmenter lorsque le coude sera mobilisé en flexion.

Hypothèse 4: Lors d'une déchirure du ligament annulaire, l'amplitude de déplacement de la tête radiale va augmenter dans toutes les positions du coude et de l'avant-bras.

2.4 OBJECTIFS SPÉCIFIQUES

Les objectifs suivants décrivent les objectifs spécifiques qui seront traités dans les articles afin de vérifier les hypothèses.

Objectif 1: Évaluation radiologique d'une méthode de mesure pour quantifier les translations radio-capitellaires chez des individus avec des coudes normaux et s'assurer de sa validité et de sa fiabilité.

Objectif 2: Évaluation biomécanique et radiologique de la magnitude de malalignement angulaire d'une fracture du cubitus proximal, au niveau du PUDA, nécessaire pour créer une instabilité de la tête radiale à l'aide de plaques avec des angulations différentes.

Objectif 3: Évaluation biomécanique et radiologique de l'effet de la position du coude et de l'avant-bras sur l'instabilité de la tête radiale suite à une réduction anatomique et non-anatomique d'une fracture du cubitus proximal, au niveau du PUDA.

Objectif 4 : Évaluation biomécanique et radiologique de l'effet de l'intégrité du ligament annulaire sur l'amplitude de déplacement de la tête radiale selon les différents angles de malréduction d'une fracture du cubitus proximal, au niveau du PUDA, les différentes positions du coude et de l'avant-bras.

2.5 PRÉSENTATION PAR ARTICLES

Le premier article (Chapitre 3) décrit une nouvelle méthode de mesure radiologique pour quantifier les translations radio-capitellaire au coude. Cette étude, basée sur une évaluation radiologique rétrospective de coudes bilatéraux chez quarante individus, analyse l'alignement de la tête radiale avec le capitellum de l'humérus sur des vues radiologiques latérales, afin de développer et de valider une méthode simple et reproductible pour évaluer l'alignement du coude, en lien avec l'hypothèse 1.

Le deuxième article (Chapitre 4) présente l'effet de malalignement du cubitus proximal associé avec une déchirure du ligament annulaire sur la tête radiale et la biomécanique du coude. Cette étude se veut surtout une analyse de l'effet du malalignement du cubitus proximal dans différents angles, selon différentes positions du coude et de l'avant-bras, et selon l'intégrité du ligament annulaire, afin de répondre aux hypothèses 2, 3 et 4.

CHAPITRE 3- ARTICLE 1 : RADIAL HEAD TRANSLATION MEASUREMENT IN HEALTHY INDIVIDUALS : THE RADIOCAPITELLAR RATIO

Une copie conforme de l'article publié dans le journal « Journal of Shoulder and Elbow Surgery » se trouve dans les pages suivantes.

Radial head translation measurement in healthy individuals: the radiocapitellar ratio

Dominique M. Rouleau, Emilie Sandman, Fanny Canet, Ali Djahangiri, Yves
Laflamme, George S. Athwal, Yvan Petit

Rouleau DM, Sandman E, Canet F, Djahangiri A, Laflamme Y, Athwal GS, Petit Y.

Radial head translation measurement in healthy individuals: the radiocapitellar
ratio. J Shoulder Elbow Surg. 2012 May; 21(5):574-9. doi:10.1016/j.jse.2011.03.017. Epub
2011 Jul 2. PubMed PMID: 21724422.

Radial head translation measurement in healthy individuals: the radiocapitellar ratio

Dominique M. Rouleau, MD, FRCSC^{a,*}, Emilie Sandman, MD^b, Fanny Canet, MScA^{a,c},
Ali Djahangiri, MD^a, Yves Laflamme, MD, FRCSC^a, George S. Athwal, MD, FRCSC^d,
Yvan Petit, PhD^{a,c}

^aHôpital du Sacré-Coeur de Montréal, Montréal, QC, Canada

^bUniversité de Montréal, Montréal, QC, Canada

^cÉcole de Technologie Supérieure, Montréal, QC, Canada

*^d Hand and Upper Limb Center, St Joseph's Health Care, University of Western Ontario,
London, ON, Canada*

ABSTRACT

HYPOTHESIS: We hypothesized that the radiocapitellar ratio (RCR) is a valid and reproducible method to assess radial head translation in healthy individuals and that the normal RCR of healthy individuals is 0%.

MATERIALS AND METHODS: Lateral radiographs of the elbow were examined in 40 healthy patients. The measurement method of the RCR was the displacement of the radial head (minimal distance between the right bisector of the radial head and the center of the capitellum) divided by the diameter of the capitellum. Intraobserver and interobserver reliability was evaluated using intraclass correlation (ICC).

RESULTS: The RCR was $4\% \pm 4\%$ (range, -7% to 19%). The mean RCR of 4% measured in this cohort represents an anterior displacement of 1 mm in a capitellum of 25 mm. Intraobserver reliability was good (ICC, 0.72) and interobserver reliability was fair (ICC, 0.52). A significant side-to-side correlation was observed ($r=0.4$, $P=.009$). No difference was identified between men and women, and no correlation was identified between age and the RCR. The standard deviation of the centered RCR measurements was 3%, which represented the variability of RCR measurements.

CONCLUSIONS: The results of this study confirm the traditional belief that in the normal elbow, the radial head is generally aligned towards the capitellum on lateral radiographs. Accordingly, a RCR observed outside the ranges of 1 mm posterior (-5%) to 3 mm anterior (13%) in a 25 mm capitellum suggests a misalignment at the RC joint of the elbow. The RCR method to assess RC joint translations has demonstrated a normal distribution in healthy individuals and good reliability.

LEVEL OF EVIDENCE: Anatomic Study, Imaging.

Crown Copyright ©2012 Published by Journal of Shoulder and Elbow Surgery Board of Trustees.

KEYWORDS: Elbow dislocation; radiocapitellar ratio; RCR; radial head translation validation of measurement

INTRODUCTION

Elbow range of motion occurs through 3 articulations: the ulnohumeral, the radiocapitellar (RC), and the proximal radioulnar joints. When stable, these 3 articulations, along with the muscle groups and the surrounding ligaments, permit flexion-extension and pronation-supination toward the capitellum.^{14,17,21} However, the literature contains no objective method to measure RC joint translations in individuals with normal elbows or in those with joint instability.

In 1959 Storen²¹ described the RC line as a line drawn down the axis of the radial shaft toward the capitellum, and that in a normal elbow, it should pass through the center of the capitellum. Miles et al,¹⁴ in 1989, demonstrated the importance of true lateral radiographs when using the RC line because it was unreliable on oblique views. In their in vitro study, Dunning et al⁶ used an “elbow coordinate system” with an electromagnetic tracking device to evaluate elbow kinematics and to quantify joint stability. However, the exact method to quantify RC joint translation when viewed on a lateral radiograph has not been established or standardized.

Although the RC joint alignment remains largely unexamined, the alignment of the distal radioulnar joint has been extensively studied. Several methods have been used to describe distal radioulnar joint instability, such as the radioulnar line described by Mino et al,¹⁵ the epicenter method and the congruency method described by Wechsler et al,²³ and the radioulnar ratio (RUR) developed by Lo et al.¹²

Ulnohumeral joint alignment has also been studied. Coonrad et al³ compared 10 patients with ulnohumeral instability with 20 healthy individuals. They identified a drop sign as an increased ulnohumeral distance on a lateral radiograph and reported that a distance greater than 4 mm only occurred in pathologic cases. Other radiographic parameters have been described around the elbow, including the anterior humeral line, as described by Herman et al,⁸ and measurements specific to the olecranon, as described by Wadia et al.²² The carrying angle of the elbow has also been examined, and Kumar et al¹⁰ reported good correlations for carrying angles measured on radiographs compared with cadaveric bones.

Doornberg et al⁵ studied the influence of different parameters on the measurement of the radial head anatomy. They proposed to measure the distance between planes of the radial head and the coronoid. In the context of the radial head prosthesis, Koslowsky et al⁹ studied the anatomy of the radial head and described its complex shape as increasing in size from the RC joint surface to the middle of the proximal radioulnar joint surface. They did not find any significant difference between right and left sides. No method of objective measurement of RC congruity was found.

The relationship of the radial head to the capitellum is an important component of elbow instability; unfortunately, it has not been scientifically quantified. The purpose of this study was to develop and validate a simple and reproducible measurement method that quantifies the translations of the RC joint for clinical and research applications.

METHODS

RADIOGRAPHS

This radiologic diagnostic study was designed to measure and validate radial head translation in normal elbows. A consecutive series of bilateral elbow radiographs was used to measure and validate radial head translation on the capitellum. The number of individual radiographs examined followed the recommendations of Harrison et al.⁷ A radiology database of radiographs of normal elbows was used to retrospectively choose 40 individuals. The inclusion criteria were bilateral elbows radiographs with good lateral view for both the right and left elbow, absence of elbow pathology, and skeletal maturity. Exclusion criteria included the radiographic presence of arthrosis, osteophytes, fractures, skeletal immaturity, heterotopic ossification, or surgical implants (screws/plates). Three orthopedic fellowship-trained surgeons in elbow surgery (D.R., G.A., A.D.) reviewed the radiographs to exclude pathologic cases. The individuals' chosen had consulted the clinic for musculoskeletal complaints of the upper extremity; however, no elbow pathology was identified at the consultation.

A standardized imaging protocol was used for all participants. A lateral elbow radiograph was deemed acceptable when the 3 concentric arcs of the trochlear sulcus, the capitellum, and the medial trochlea overlapped¹³ (Fig. 1). In addition, the posterior supracondylar ridges were required to be superimposed on each other, as described by Skibo and Reed.²⁰

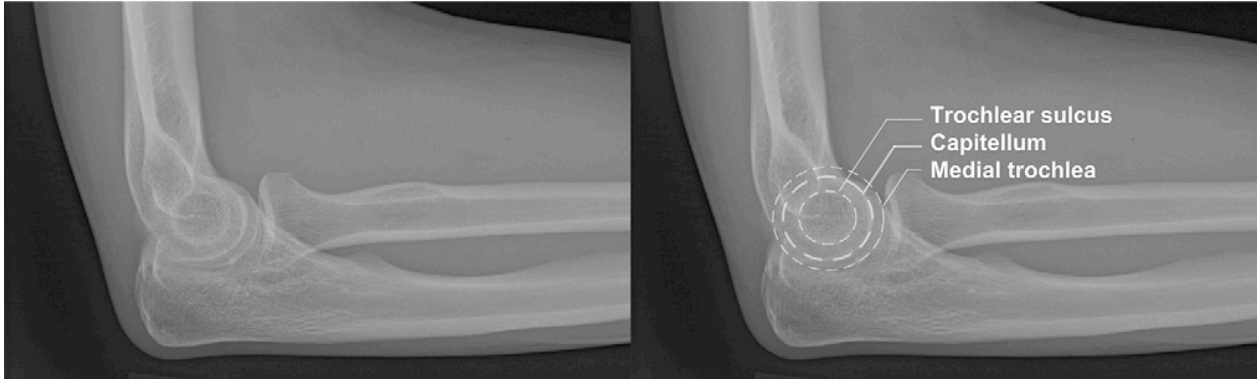


Figure 1: An example of an acceptable lateral radiograph with identification of the 3 concentric arcs: the trochlear sulcus, the capitellum, and the medial trochlea.

MEASUREMENT METHODS

SliceOmatic computer software (Tomovision Inc, Magog, QC, Canada) was used to magnify and measure radiographs. This software program allows circles, lines, and rectangles to be drawn, and allows the operator to measure lengths and angles. The method of measuring RC joint translation was termed the radiocapitellar ratio (RCR) measurement (Fig. 2). The measurements technique involves 4 steps:

1. A line is drawn perpendicular to the articular surface of the radial head at its middle distance.
2. The articular radius of the curvature of the capitellum is used to resolve a circle with the diameter equal to $\varnothing_{\text{capitellum}}$.
3. The center of the capitellar circle is identified.
4. The minimal distance is measured between the right bisector of the radial head and the center of the capitellum (DRH).

Finally, the RCR was calculated using the ratio of the displacement of the radial head (DRH) about the diameter of the capitellum (\emptyset capitellum). The units of measurement for DRH and \emptyset capitellum are millimeters with a precision of ± 1 mm, and the RCR is reported as a percent with a precision of $\pm 0.01\%$: **RCR% = DRH / \emptyset capitellum**

The RCR allows an objective measurement of the translation/subluxation of the radial head on the capitellum that is independent of the size of an individual's elbow and the degree of radiographic magnification during acquisition. Accordingly, using the traditional description that the radial head is aligned toward the capitellum would result in a RCR of 0 as the long axis of the radius crosses the center of the capitellum.¹⁷ Therefore, a 5-mm translation of the radial head (DRH) on the capitellum with a diameter (\emptyset capitellum) of 25 mm would result in a RCR of 20% and would be positive if anterior and negative if posterior. By definition, the RCR is 100% or higher in individuals with complete RC dislocation.

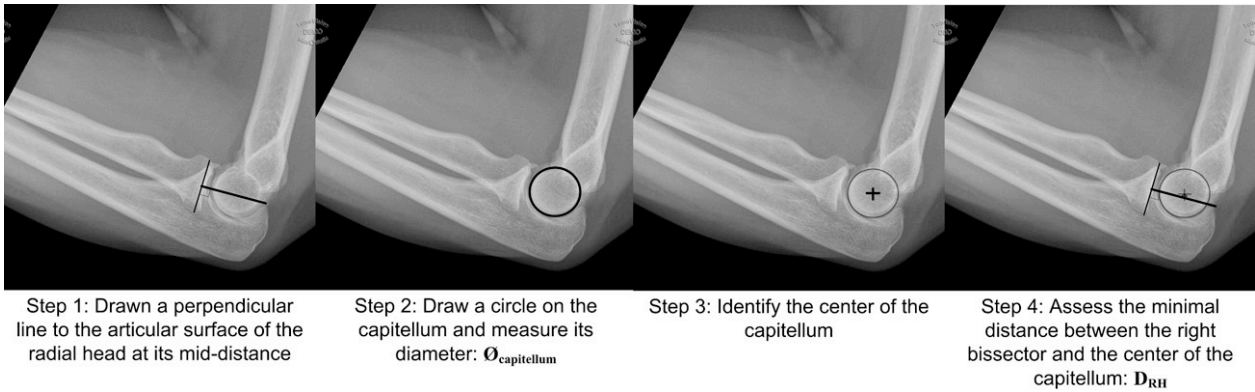


Figure 2 The radiocapitellar ratio (RCR) measurement technique is performed in 4 steps: (1) a line is drawn perpendicular to the articular surface of the radial head at its middle distance; (2) the articular radius of curvature of the capitellum is used to resolve a circle with the diameter equal to $\text{Ø}_{\text{capitellum}}$; (3) the capitellar circle is identified; (4) minimal distance is measured between the right bisector of the radial head and the center of the capitellum (DRH). The RCR was calculated from the ratio of the displacement of the radial head (DRH) about the diameter of the capitellum ($\text{Ø}_{\text{capitellum}}$).

VALIDATION OF MEASUREMENT METHODS

The measurements for calculation of the RCR were repeated twice at a 1-week interval by 2 fellowship-trained upper limb orthopedic surgeons (A.D., D.R.) to test interobserver and intraobserver agreement. The RCR measurement method was tested on individuals with normal, stable elbows to obtain the mean RCR and its variability in healthy elbows.

STATISTICS

The Kolmogorov-Smirnov test was used to assess normality of the RCR

measurements. This test identified a normal distribution at values of $P > .05$. The Student t test was used to identify a difference between RCRs in women and men. Paired t tests were used to identify any significant differences between right and left elbows, and a Pearson coefficient assessed for any correlations. Intraobserver and interobserver reliabilities were calculated using intraclass correlation (ICC). As generally accepted, for the ICC and the correlation coefficients, a value of $r < 0.49$ is poor, between 0.50 and 0.68 is fair, between 0.70 and 0.79 is good, between 0.80 and 0.89 is very good, and $r > 0.90$ is excellent.

An analysis of variance was performed between RCR measures to verify the equality of variance between the 4 trials (evaluator 1, test 1 and test 2; evaluator 2, test 1 and test 2). The homogeneity of variance was evaluated using the Levene test, and the variability of the RCR measurements was the standard deviation of the centered data (data centered on 0 by subtracting the average of measurements for each elbow).

RESULTS

The study cohort consisted of 21 men and 19 women with a mean age of 47 years (range, 18-80 years). The Kolmogorov-Smirnov test determined that the RCR measurement results were distributed as a normal curve for the right ($Z = 0.736$, $P = .657$) and left sides ($Z = 0.426$, $P = .993$). The distributions of the RCR measurements on left and right elbows are illustrated in Figure 3. The RCR for this cohort of normal elbows was $4\% \pm 4\%$ (range, -7% to 19%; Table I), and 95% of the normal RCR values are included between -5% and 13%.

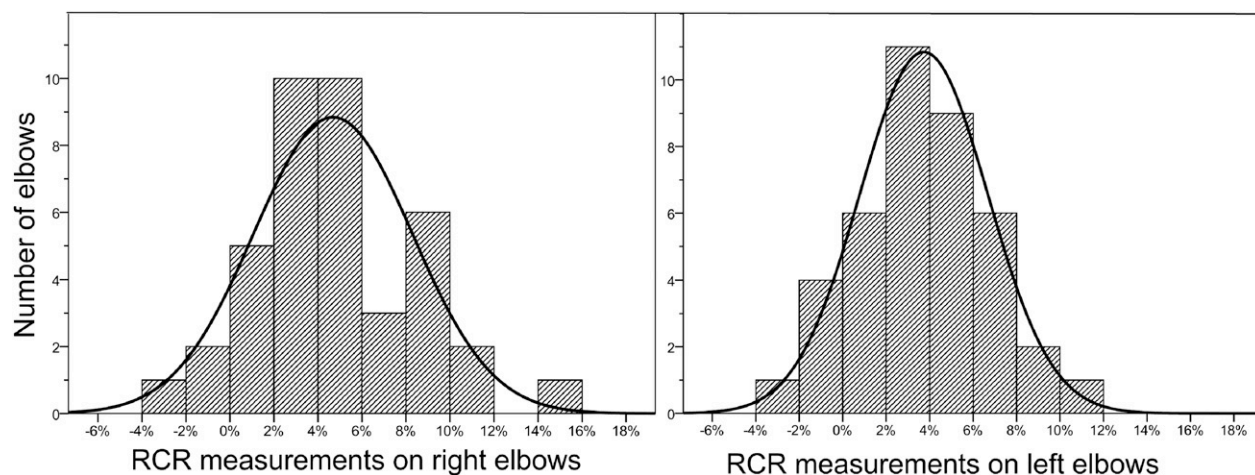


Figure 3 The distribution of the radiocapitellar ratio (RCR) values in right and left elbows.

Variable	No.	All values, %	Anterior values, %			Posterior values			Centered values, %
		Mean \pm SD	No.	Mean \pm SD	Min	No.	Mean \pm SD	Max	Mean \pm SD
All	80	4.2 \pm 4.3	9	-1.0 \pm 0.9	-7.4	71	4.9 \pm 2.8	19.1	0 \pm 2.8
Right	40	4.7 \pm 4.4	3	-1.5 \pm 1.0	-7.4	37	5.2 \pm 3.2	19.1	0 \pm 2.6
Left	40	3.7 \pm 4.1	6	-0.8 \pm 0.8	-7.3	34	4.5 \pm 2.4	13.4	0 \pm 2.9

SD, standard deviation.

The mean posterior and anterior RCRs were $-1\% \pm 1\%$ and $5\% \pm 3\%$, respectively. Mild anterior displacement of the radial head on the capitellum was reported in 89% of the participants. No significant difference in the RCR was identified between right and left elbows ($P = .100$). A small but statistically significant correlation was underlined between both sides measured ($r = 0.406$, $P = .009$). The difference in the RCR between men and women was not statistically significant ($P = .183$), and no significant correlation was identified between age and the RCR ($r = 0.148$, $P = .190$).

The intraobserver and interobserver reliabilities of the RCR measurement method were 0.72 (range, 0.66-0.77) and 0.53 (range, 0.08-0.77) respectively (Table II).

The analysis of variance did not identify a difference between the evaluator and the repeated tests ($P = .408$). The Levene test confirmed the homogeneity of the variance ($P = .066$). The standard deviation of the centered values, which represents the RCR measurement variability, was 3%.

Table II Intraclass correlations for intraobserver and interobserver reliability of the radiocapitellar ratio

Variable	Mean \pm SD	95% CI
Intraobserver reliability	0.721 \pm 0.048	0.644-0.798
Interobservers reliability	0.528 \pm 0.216	0.347-0.708

CI, confidence interval; *SD*, standard deviation.

DISCUSSION

Elbow joint congruity is important for maintaining optimal function of the upper extremity. Radiocapitellar instability may occur after a fracture or ligamentous injury and may result in complications such as chronic instability, pain, and arthrosis. Therefore, it is important to systematically evaluate and develop a standardized method for quantifying joint translations. Dunning et al⁶ quantified the translations of the radiohumeral joint using the floating axis analysis technique, which proved to be a valuable tool to study elbow kinematics. However, no information exists on a radiographic method to reproducibly measure radial head

translations on the capitellum for clinical and research applications. Although the RC line was described in 1959,^{14,21} we are unaware of any literature quantifying an unacceptable measurement or validating the relationship of the line with the humerus. In the present study, we chose a different the axis of the radius: a perpendicular line to the center of the radial head joint surface.

The RCR described in this report has a normal distribution and good intraobserver reliability. In the study cohort, an average RCR of 4% was identified with a deviation of 4%; for example, a RCR of 4% in a 25-mm-diameter capitellum corresponds to a translation of 1 mm from the axis of the radial head. This translation identified in our cohort may be due to normal anatomy, a phenomenon of the radiographic technique, positional due to the anterior pull of the distal biceps tendon, or caused by errors in the measurement technique.

The standard deviation identified for the centered RCR measurements was 3%, which represents the variability of the measurement method. A 3% variability in the RCR in a capitellum with a 25-mm-diameter results in a RC translation of 0.75 mm. This value, given that the measurements were conducted manually on a software program, is considered small. In addition, this signifies that 2 repeated measures of the RCR in the same specimen with a difference of less than 3% may not be significant. Further improvements in the software program to automate the measurement methods may improve the variability.

In 95% of our cohort, the RCR values ranged between -5% and 13%. Accordingly, an RCR value outside of this range may represent misalignment of the RC joint. In this situation,

the articulation could be further evaluated with a computed tomography scan. A narrower interval of normal RCR would increase sensitivity but decrease specificity.

Others have evaluated the effects of demographic factors on the anatomy of the elbow. Lin et al¹¹ examined the relationship of age and sex, as well as the stiffness of the elbow joint, in 192 healthy individuals. They found no significant difference between men and women or with age, until 70 years old. In our study, we also did not find any significant correlation in the RCR value with sex or age; however, this may be partly due to the small size of the cohort we evaluated.

The RCR measurement method may be used to evaluate radial head instability after Monteggia fractures.^{1,4,19} Subtle misalignment of the ulna in patients with Monteggia injuries has been known to cause persistent radial head instability.² In addition, instability is also a complication after treatment of elbow fracture dislocations.¹⁸ Thus, the RCR measurement may be helpful in the evaluation of residual radial head instability after these complex injuries by providing an objective measurement value. A relative limitation of the RCR method is the need for an ossified radial head, which excludes its use in patients with skeletal immaturity.¹⁶

The RCR appears to be a valid and reliable measure of the translations of the RC joint. In this initial study, we evaluated the RCR in a cohort with normal elbows with ideal lateral radiographs. Further study is required to determine the role of the RCR in identifying subtle elbow joint instability and to investigate the correlation between the RCR and the severity of injury to the ligaments. The effect of less-than-ideal radiographs, such as in a trauma setting,

will also require further evaluation.

CONCLUSION

The RCR method showed good reliability to assess elbow alignment. According to our results, for a 25 mm diameter capitellum, a translation exceeding 3 mm anterior or exceeding 1 mm posterior must be suspected of being abnormal in 90° of flexion. The next step will be to study the reliability of the RCR in unstable elbows and to investigate the correlation between the RCR and the severity of injuries to the ligaments.

DISCLAIMER

The authors, their immediate families, and any research foundations with which they are affiliated have not received any financial payments or other benefits from any commercial entity related to the subject of this article.

REFERENCES

1. Bado JL. The Monteggia lesion. Clin Orthop Relat Res 1967; 50:71-86.
2. Cheung EV, Yao J. Monteggia fracture-dislocation associated with proximal and distal radioulnar joint instability. A case report. J Bone Joint Surg Am 2009;91:950-4. doi:10.2106/JBJS.H.00269
3. Coonrad RW, Roush TF, Major NM, Basamania CJ. The drop sign, a radiographic warning sign of elbow instability. J Shoulder Elbow Surg 2005;14:312-7. doi:10.1016/j.jse.2004.09.002
4. David-West KS, Wilson NI, Sherlock DA, Bennet GC. Missed Monteggia injuries. Injury 2005;36:1206-9. doi:10.1016/j.injury.2004.12.0335. Doornberg JN, Linzel DS, Zurakowski D, Ring D. Reference points for radial head prosthesis size. J Hand Surg Am 2006;31:53-7. doi:10.1016/j.jhsa.2005.06.012
6. Dunning CE, Duck TR, King GJ, Johnson JA. Quantifying translations in the radiohumeral joint: application of a floating axis analysis. J Biomech 2003;36:1219-23. doi:10.1016/S0021-929000103-9

7. Harrison DE, Harrison DD, Cailliet R, Janik TJ, Holland B. Radiographic analysis of lumbar lordosis: centroid, Cobb, TRALL, and Harrison posterior tangent methods. *Spine* (Philadelphia, Pa 1976) 1976;26:E235-42.
8. Herman MJ, Boardman MJ, Hoover JR, Chafetz RS. Relationship of the anterior humeral line to the capitellar ossific nucleus: variability with age. *J Bone Joint Surg Am* 2009;91:2188-93. doi:10.2106/JBJS.H.01316
9. Koslowsky TC, Beyer F, Germund I, Mader K, Jergas M, Koebke J. Morphometric parameters of the radial neck: an anatomical study. *Surg Radiol Anat* 2007;29:279-84. doi:10.1007/s00276-007-0206-4
10. Kumar B, Pai S, Ray B, Mishra S, Siddaraju KS, Pandey AK, et al. Radiographic study of carrying angle and morphometry of skeletal elements of human elbow. *Rom J Morphol Embryol* 2010;51:521-6.
11. Lin CC, Ju MS, Huang HW. Gender and age effects on elbow joint stiffness in healthy subjects. *Arch Phys Med Rehabil* 2005;86:82-5. doi:10.1016/j.apmr.2003.12.027
12. Lo IK, MacDermid JC, Bennett JD, Bogoch E, King GJ. The radioulnar ratio: a new method of quantifying distal radioulnar joint subluxation. *J Hand Surg Am* 2001;26:236-43.
13. London J. Kinematics of the elbow. *J Bone Joint Surg Am* 1981;63:529-35.

14. Miles KA, Finlay DB. Disruption of the radiocapitellar line in the normal elbow. *Injury* 1989;20:365-7.
15. Mino DE, Palmer AK, Levinsohn EM. The role of radiography and computerized tomography in the diagnosis of subluxation and dislocation of the distal radioulnar joint. *J Hand Surg Am* 1983;8:23-31.
16. Patel B, Reed M, Patel S. Gender-specific pattern differences of the ossification centers in the pediatric elbow. *Pediatr Radiol* 2009;39:226-31. doi:10.1007/s00247-008-1078-4
17. Ring D. Fractures and dislocations of the elbow. In: Bucholz RB, Court-Brown CM, Koval KJ, Wirth MA, editors. *Rockwood & Green's fractures in adults*. 6th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2006. p. 990-1045. ISBN:0781746361.
18. Ring D, Hannouche D, Jupiter JB. Surgical treatment of persistent dislocation or subluxation of the ulnohumeral joint after fracturedislocation of the elbow. *J Hand Surg Am* 2004;29:470-80. doi:10.1016/j.jhsa.2004.01.005
19. Ring D, Jupiter JB, Simpson NS. Monteggia fractures in adults. *J Bone Joint Surg Am* 1998;80:1733-44.

20. Skibo L, Reed MH. A criterion for a true lateral radiograph of the elbow in children. *Can Assoc Radiol J* 1994;45:287-91.
21. Storen G. Traumatic dislocation of the radial head as an isolated lésion in children; report of one case with special regard to roentgen diagnosis. *Acta Chir Scand* 1959;116:144-7.
22. Wadia F, Kamineni S, Dhotare S, Amis A. Radiographic measurements of normal elbows: clinical relevance to olecranon fractures. *Clin Anat* 2007;20:407-10. doi:10.1002/ca.20431
23. Wechsler RJ, Wehbe MA, Rifkin MD, Edeiken J, Branch HM. Computed tomography diagnosis of distal radioulnar subluxation. *Skeletal Radiol* 1987;16:1-5.

CHAPITRE 4 – ARTICLE 2 : RADIAL HEAD SUBLUXATION FOLLOWING MALALIGNMENT OF THE PROXIMAL ULNA : A BIOMECHANICAL STUDY

Ce manuscrit a été accepté en décembre 2013 à la revue « Journal of Orthopaedic Trauma ». Une copie conforme de l'article publié se trouve dans les pages suivantes.

Radial Head Subluxation following Malalignment of the Proximal Ulna: A Biomechanical Study

Emilie Sandman, Fanny Canet, Yvan Petit, G. Yves Laflamme, George S. Athwal,

Dominique M Rouleau

Sandman E, Canet F, Petit Y, Laflamme GY, Athwal GS, Rouleau DM. Radial Head Subluxation following Malalignment of the Proximal Ulna: A Biomechanical Study. J Orthop Trauma. 2013 Dec 26. [Epub ahead of print] PubMed PMID: 24375269.

Radial Head Subluxation following Malalignment of the Proximal Ulna:

A Biomechanical Study

Emilie Sandman^{1,2}, MD; Fanny Canet¹, Ing., MScA; Yvan Petit^{1,3}, PhD; G. Yves Laflamme¹ MD, FRCSC; George S. Athwal⁴, MD, FRCSC; Dominique M Rouleau¹, MD, MSc., FRCSC

1. Hôpital du Sacré-Cœur de Montréal, Montreal, Canada

2. Université de Montréal, Montreal, Canada

3. École de Technologie Supérieure, Montreal, Canada

4. Hand and Upper Limb Center, St Joseph's Health Care, University of Western Ontario, Ontario, Canada

ABSTRACT

OBJECTIVES: Understanding the proximal ulna's anatomy is important when treating complex injuries, since nonanatomic reconstruction may lead to malunion, arthrosis and instability. The proximal ulna has a sagittal bow, termed the Proximal Ulna Dorsal Angulation (PUDA). The purpose of this study was to evaluate the magnitude of angular malalignment at the PUDA that would lead to radial head subluxation.

METHODS: This biomechanical study was conducted on 6 fresh frozen upper extremities with an elbow movement simulator. An osteotomy was performed at the PUDA and stabilized with internal fixation at 5 angles. Lateral elbow fluoroscopic images were taken in 4 elbow and 3

forearm positions, with the annular ligament intact and then released. The displacement of the radial head was quantified with the radiocapitellar-Ratio measurement.

RESULTS: A significant interaction exists between elbow positions, angles of malalignment, and annular ligament integrity ($P < 0.001$). The greatest magnitudes of radial head subluxation were with annular ligament tear, ranging from -4% to 88% ($P < 0.001$). Significant differences were found between the different internal fixation angles ($P = 0.002$) and elbow positions ($P < 0.001$). Anterior subluxation increased as malalignment was fixed into extension and with progressive elbow flexion. Posterior subluxation increased as malalignment advanced into flexion and decreased with elbow flexion.

CONCLUSION: Proximal ulna malalignment combined with an annular ligament tear affect the biomechanics of the elbow and can lead to radial head subluxation. This study demonstrates the importance of anatomic reconstruction, specifically recreation of each individual's unique PUDA. Thus, in the setting of a comminuted proximal ulna fracture with associated annular ligament insufficiency, radiographs of the contralateral elbow may assist with the restoration of the normal anatomy to limit radial head instability.

KEY WORDS: radial head instability, radial head dislocation, radial head subluxation, proximal ulna fracture, Monteggia fracture, proximal ulna malalignment, PUDA, elbow, radiocapitellar ratio measurement

INTRODUCTION:

The stability of the elbow is dependent on the osseous congruity of its 3 joints: the radiocapitellar, the ulnotrochlear and the proximal radioulnar articulations, as well as the joint capsule, and the surrounding ligaments. The morphology of the proximal ulna has been described as having variable volar and varus angulations. Indeed, a sagittal plane bow, the proximal ulna dorsal angulation (PUDA), has been described as having a normal angle between 0° and 14° (average of 6°), a tip-to-apex distance of 47 mm (range, 34mm – 78mm) and strong left-right elbow correlations ($r=0,86$).¹ Moreover, greater PUDA angles seem to be associated with decrease elbow extension and overall elbow range of motion.² Puchwein et al³ described a mean varus angulation of $14^{\circ} \pm 4^{\circ}$ and a mean anterior angle of $6^{\circ} \pm 3^{\circ}$. Grechenig et al⁴ found similar results in their study, with a mean varus angulation of 18° (11° - 23°) and a mean anterior angulation of 5° (1° - 14°). Therefore, in case of severe comminution where anatomic fracture fragment reduction may not be possible, contralateral elbow radiographs may assist with reconstruction planning as the ulna has individually variable and symmetrical ulna morphology.

Monteggia fractures, first described in 1814, are complex proximal ulna fractures associated with radial head dislocation and ruptured ligaments. According to the Bado classification, Monteggia fractures are divided into 4 different categories, where type I, II, and III present as ulna fractures associated with dislocation of the radial head anteriorly, posteriorly, and laterally, respectively, whereas type IV is described as an anterior dislocation of the radial head with fractures of both the radius and ulna proximally.⁶⁻¹⁰

Malalignment of the ulna has been implicated in the malalignment of the radiocapitellar joint. In their retrospective study on missed Monteggia fractures in children, Bhaskar¹¹ underlined the importance of accurate ulna alignment and observed that annular ligament repair is occasionally necessary to avoid radial head dislocations. Another study described a variant type of Monteggia fracture, which presents as a radial head dislocation with an ulnar plastic deformation instead of a fracture.⁶ Hence, it is important to have good quality initial radiographs to properly evaluate the elbow structures, especially the ulnar morphology and radial head alignment.

The purpose of this biomechanical study, therefore, was to evaluate the magnitude of angular malalignment at the PUDA that would lead to radiocapitellar malalignment, with and without an annular ligament injury.

MATERIAL AND METHODS

A biomechanical study was conducted on 6 fresh frozen complete upper extremities that included 3 right and 3 left elbows. The mean age of the 6 cadaveric specimens was 55 years old (range, 25-70 years) and comprised of 3 female and 3 male donors. The institutional review board and ethics committee approval were obtained for this study. Preintervention radiographs were obtained to evaluate the PUDA on each specimen (Mean PUDA: -2° ; range -10° to 3°). The radiographs were taken in a standard lateral view with the elbow positioned at 90° of flexion and the forearm in neutral. The PUDA was measured as the angle of intersection between the tangent lines from the “flat spot” of the olecranon and the dorsal edge

of the ulnar shaft¹. The exclusion criteria consisted of elbows with arthritis or any pathological changes suggesting preexisting trauma.

Before testing, each specimen was thawed at room temperature (mean, $21^{\circ}\text{C} \pm 3^{\circ}\text{C}$) for 16 hours. Testing was performed on the motorized elbow movement simulator (Figure 1). The repeatability of the simulator was performed before to the study with a test-retest on 1 specimen. The specimens were first prepared by dissecting the soft tissues at the proximal humerus, to insert the humeral head in a metallic box that was used to secure the upper extremity to the simulator's frame. After mounting of the specimen, an incision was made at the elbow joint with an anterolateral Henry approach. All soft tissues at the elbow joint were preserved, including the joint capsule, and the medial and lateral collateral ligaments. The distal biceps tendon was identified and dissected to the musculo-tendinous junction. Once isolated, the distal biceps tendon was attached to the motorized pulley system with #5 Ethibond sutures. A second incision was made overlying the subcutaneous border of the proximal dorsal ulna. Full-thickness skin flaps were created and subperiosteal dissection along the proximal ulna was completed. Then, a perpendicular transosseous tunnel was constructed with a 3.2mm drill bit at the mid-point insertion of the brachialis muscle identified on the ulna, to obtain a strong construct that would withstand multiple mobilizations. A metallic wire was inserted in the tunnel and attached on the volar aspect of the ulna, for the second anchoring point of the pulley system.

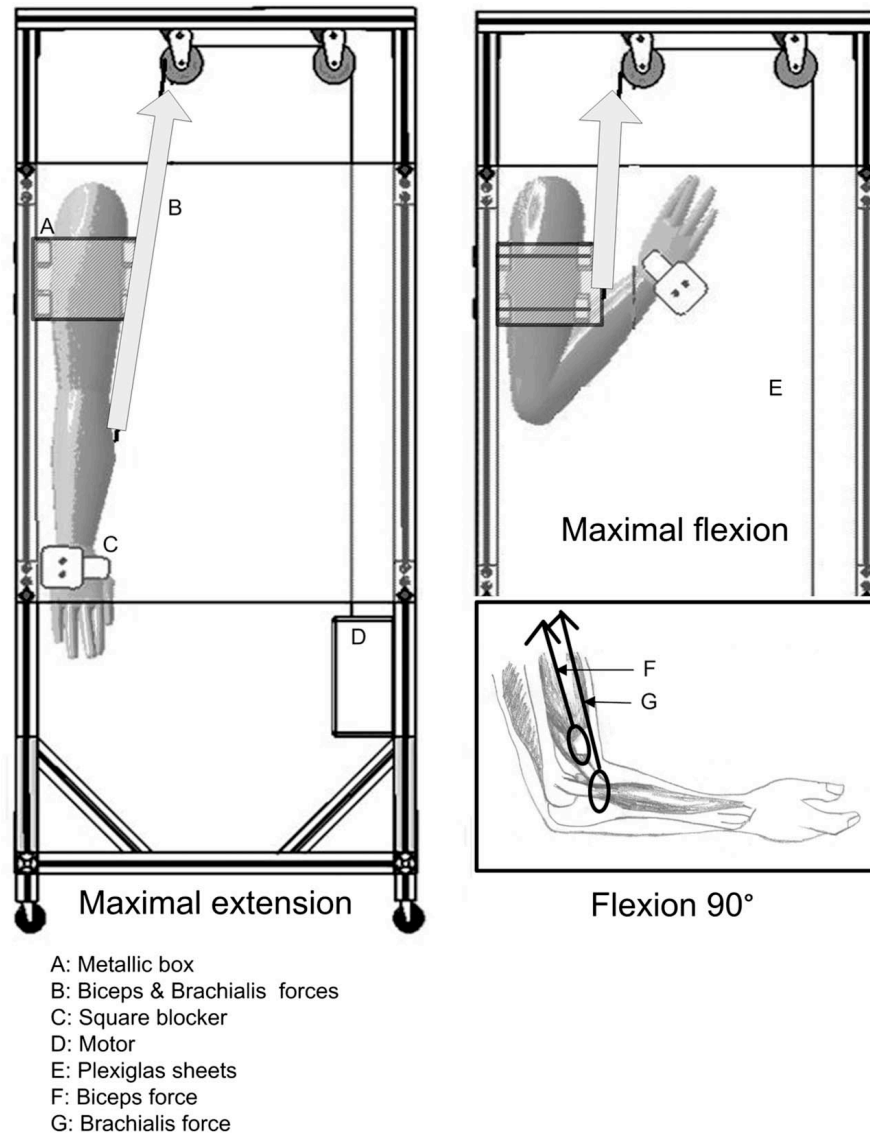


Figure 1. Motorized elbow movement simulator

To simulate a proximal ulna fracture, an osteotomy was performed at the apex of the PUDA on each specimen, with an oscillating saw and an osteotome. For each specimen, the simulated ulnar fracture was stabilized with 5 different 3.5mm, 8 holes, LCP Olecranon plates (Synthes, Solothurn, Switzerland). The plates were bent at the mean distance from the tip of the olecranon to the apex of the PUDA measured on the specimens, in 5 different angles: -10° ,

-5°, 0°, +5°, +10° to simulate malunion and while taking into account the initial PUDA measured on each elbow (Figure 2). The plates were bent with a specialized machine (858 minibionix, MTS, Eden Prairie, MN) comprised of a 3-point bending bench, which allows obtaining specific and precise angles. The 5 plates were tested in a randomized fashion for each specimen.

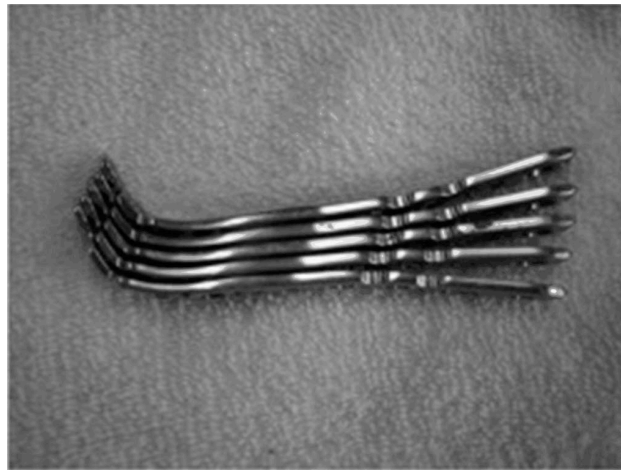


Figure 2. The 5 different degrees of olecranon plate fixation.

The upper extremities were fixed on the frame of the simulator and the 2 anchoring points, at the muscle insertions of the 2 main elbow flexors, were attached to the pulley system. The pulleys were mounted to respect the specific direction of action for each muscle. The pulleys were connected to a motor that applied a constant force to enable motion at the elbow joint. To maintain the position of forearm rotation, the hand of each specimen was inserted in a high-density foam square block that would slide between 2 Plexiglas sheets.

Lateral elbow fluoroscopic images (Model: Philips Integris H5000/I, Ontario, Canada) were taken during continuous elbow movement. The endpoints of range of motion for the elbow were determined when no more motion was objectively gained; for maximal extension there was no active force applied on the elbow, and for maximal flexion, the forces applied on the elbow were performed by the motorized pulley system. Then, 4 elbow positions: maximal extension, 45°, 90° and maximal flexion, and 3 forearm positions: neutral, pronation, and supination, were selected for the radiological measurements. The fluoroscopic images for the 4 elbow positions were chosen by measuring the angles with the computer software SliceOmatic and reverified with an external goniometer. The simulated fracture scenarios were initially performed with an intact annular ligament, and then with the annular ligament sectioned anteriorly at the right bisector of the radial head, with the forearm in supination.

MEASUREMENT METHOD

The 720 radiographic images produced were measured in a randomized fashion by 1 observer (E.S). The intra- and inter-observer reliabilities were performed on 50 measurements chosen randomly, and were 0.979 and 0.937, respectively. The displacement of the radial head was quantified with the radiocapitellar Ratio (RCR), a previously validated measurement method that has been described in 4 steps, with a normal RCR between -5% and 13% and that has demonstrated good inter- and intra- reliabilities, thus, not repeated in this study.¹² The radiographs were analyzed with the computer software, SliceOmatic (Tomovision Inc, Magog, QC, Canada).

STATISTICAL METHODS

Statistical analysis was achieved using repeated-measures analysis of variance (ANOVA) using the software program Statistica (Tulsa, OK). A $P < 0.05$ was considered significant. The design with the repeated-measures evaluated the 4 elbow positions (maximal extension, 45°, 90°, and maximal flexion), the 3 forearm positions (neutral, pronation, and supination), the 5 different degrees of plate fixation to simulate proximal ulna malunion (-10°, -5°, 0°, +5°, +10°), and the integrity of the annular ligament (intact or ruptured). Thus, the associations between radial head displacement and the degrees of malunion of the proximal ulna, elbow, and forearm positions and integrity of the annular ligament were assessed for the 6 specimens.

RESULTS

POPULATION

The RCR was measured for each specimen, in each elbow and forearm positions before the osteotomies; the mean RCR was $6\% \pm 10\%$. Overall, a significant triple interaction was found between elbow positions, angles of internal reduction, and annular ligament integrity when evaluating radial head stability with the RCR measurement ($P < 0.001$) (Figure 3).

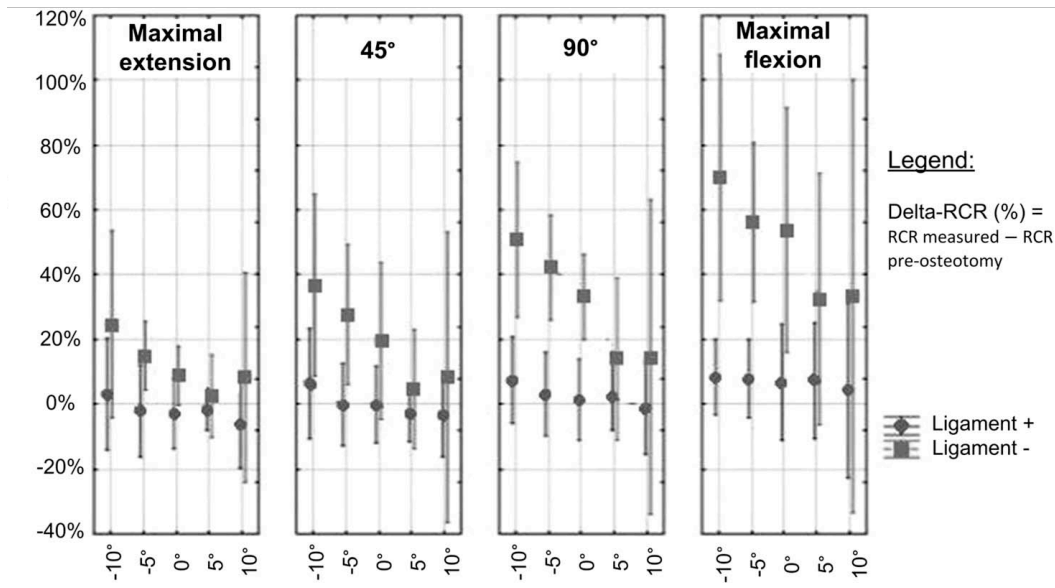


Figure 3. The effects of elbow positions, angles of malalignment, and annular ligament integrity on the delta-RCR (%).

ELBOW AND FOREARM POSITIONS

Significant differences were shown between the 4 elbow positions evaluated ($P < 0.001$). Anterior translation of the radial head increased as the elbow moved from extension to flexion, whereas posterior subluxation of the radial head increased as the elbow joint progressed towards extension. However, there were no significant differences observed for the positions of the forearm ($P = 0.4$). Furthermore, the repeated-measures ANOVA between forearm and elbow positions, for the 6 specimens, showed no significant differences ($P = 0.9$).

PLATE FIXATION

Significant differences were found between the 5 different angles of internal fixation ($P = 0.002$). Anterior subluxation of the radial head progressively increased as the reduction

was fixed in extension, with negative angle plates. Conversely, posterior subluxation increased as malalignment progressed into flexion, with positive angle plates (Table 1). Significant differences were found for the repeated-measures ANOVA between the angles of malalignment and forearm positions ($P = 0.004$); between angles of malalignment and ligament integrity ($P = 0.002$); as well as between angles of malalignment and elbow positions ($P < 0.001$).

TABLE 1. The Effect of Angles of Malalignment on the Delta-RCR (%)		
Angles of Malalignment	Mean Displacement of the Delta-RCR (%)	
	Annular Ligament Intact, %	Annular Ligament Ruptured, %
-10°	13.62	57.27
-5°	10.10	46.84
0°	10.37	37.28
5°	10.42	22.61
10°	6.94	22.89

ANNULAR LIGAMENT INTEGRITY

The greatest magnitudes of radial head subluxation were observed when the annular ligament was ruptured for all measurements ($P < 0.001$), with a mean radial head displacement ranging from 4% posterior to 88% anterior. The repeated-measures ANOVA between ligament integrity and elbow positions demonstrated a significant difference ($P < 0.001$). However, there were no significant differences shown between ligament integrity and forearm positions ($P = 0.55$). Finally, the greatest mean radial head displacement was 61% when the elbow was in maximal flexion, malaligned with a plate bent at -10° and with the annular ligament ruptured.

DISCUSSION

This biomechanical study demonstrates how radiocapitellar alignment is influenced by malreducing the proximal ulna, by annular ligament integrity, and elbow position.

Recently, anatomically precontoured plates have become popular for the treatment of proximal ulna fractures. Puchwein et al³ studied the morphology of the proximal ulna and 4 different types of precontoured ulna plates. They demonstrated that most plates currently available do not anatomically fit most patients because they do not account for the angle or the location of the PUDA. Moreover, they emphasized how the variability of the proximal ulna's shape precludes the development of a perfectly anatomical plate that could fit all patients. Thus, they recommended obtaining a contralateral elbow radiograph to recontour the precontoured plates, because malreduction could lead to subluxation of the radial head. This study demonstrated the effect of plates angled in ranges of 5 degrees on elbow alignment. The authors believe that in most proximal ulna fractures, a straight plate will suffice. However, in the setting of a comminuted proximal ulna fracture with associated annular ligament insufficiency, when a contralateral normal elbow radiograph is unavailable, it may be beneficial to apply a 5-degree bend, 5 cm distal to the olecranon tip. This angle corresponds to the mean PUDA and the mean tip-to-apex distance found in the population.¹

Furthermore, Grechening et al⁴ described an anterior deviation of the middle-proximal third of the ulna and discussed how reducing a proximal ulna fracture with a straight plate might cause malreduction, and consequently instability of the radial head secondary to anatomical differences between individuals. Our study demonstrated a statistically significant effect of malreducing the proximal ulna on translation of the radial head, with an increase in radial head instability as the degree of malreduction augmented with the different angles of internal fixation, even more so when the annular ligament was ruptured. This concept illustrates the strong relationship between the 3 articulations of the elbow: the radiocapitellar, the ulnotrochlear and the proximal radioulnar. As the ulnar apex increases anteriorly with a malreduction in extension, it seems logical to think that this new anatomical configuration might push the radial head to translate anteriorly. The opposite also occurs, with increase radial head subluxation as the malreduction increases in flexion. Hence, the importance of restoring the patient-specific ulnar bony morphology, for each individual with a true Monteggia-type fracture.

Windisch et al¹³ stated the importance of reducing the radial head in Monteggia fractures and assuring its stability intraoperatively in all elbow and forearm movements. They also suggested taking bilateral radiographs preoperatively to compare the ulna's anatomy to guide treatment decisions. Ring et al¹⁴ also noted that malalignment of a posterior Monteggia fracture was associated with poor elbow and forearm function, as well as unstable fixation. This study also demonstrated how elbow positioning could influence radial head stability, with an anterior radial head translation that progressively increases as the elbow is moved from

extension to flexion. This observation might be influenced by the elbow's anatomy, with the biceps brachii pulling on the radial head as the elbow moves towards maximal flexion.

In our study, the greatest magnitudes of radial head subluxation were observed when the annular ligament was ruptured for all measurements. Tan et al¹⁵ described how the annular ligament was affected with Monteggia fracture. They noted the importance of adequate stabilization of the proximal ulna to ensure proper stability of the radiohumeral joint, and discussed the dependence of the radial head on an anatomic ulnar reduction due to their shared anatomical complex. Furthermore, they discovered that as the angulation of the ulnar fracture increases, the radial head progressively shifts distally out of the annular ligament until detachment and that with excessive pronation, the annular ligament ruptures earlier. Thus, the annular ligament is an important structure that helps maintain radial head stability, especially after Monteggia-type fractures where the initial anatomy is disrupted.

This study presents some limitations. First, the anchoring points on the motorized elbow movement simulator, did not allow the exact reproduction of the net vector directions and forces of the 2 main elbow flexors, the biceps brachii and brachialis. The specific contribution of the biceps brachii in supination and the brachialis in pronation could not be controlled with our motorized elbow movement simulator. However, the upper extremities were mounted in a position that maintained the effect of gravity on the elbow structures and the forearm was tested in the 3 main functional forearm positions, in neutral, pronation, and supination. Thus, the results obtained for the different forearm positions might not have been statistically significant; nonetheless, as observed throughout the study, clinically, the effect

may be greater than demonstrated. Furthermore, because the biceps and brachialis loading in this model might not be entirely physiologic, it is unknown whether the radiocapitellar subluxation observed throughout the study would occur as such clinically. In addition, the brachial radialis, another important elbow flexor, was not used in this study. Moreover, the motorized elbow movement simulator did not reproduce the exact loading force for each specific flexor. In this study, the balance of loading was 50-50, because there was one cable attached to both flexors that was then free to slide within the pulley system, thus equilibrating the forces transmitted. Also, the repeatability of our results after the osteotomy of the proximal ulna on each specimen was not evaluated for each different angulated plate. However, a test-retest was performed to evaluate the repeatability of the displacement of the radial head with the RCR method. The variability of the test-retest was of $4,5\% \pm 1,4\%$, thus, this variation was smaller than the one obtained in our results for each plate tested, which supports the validity of our measurements. Moreover, only one type of plate was applied in this study, other plates, however unlikely, may behave differently. Finally, to reproduce active elbow movement, as would be seen postoperatively, the elbow range of motion was performed using a motorized stimulator applied to 2 important elbow flexors. However, this study did not evaluate the effect of radial head translation when a passive force is applied to the elbow, such as when tested intraoperatively after fixing proximal ulna fractures.

Further studies are required to evaluate the long-term effect of malreduction or malunion of Monteggia fractures on the elbow, and the repercussions on elbow function. Indeed, it is known that failure in reconstructing the initial anatomy of the elbow after a proximal ulna fracture, such as in Monteggia injuries, may cause nonunion, malunion, loss of

function, early arthrosis, instability and radioulnar synostosis.^{9,10,14,16-20} Our results demonstrate that with disruption of the annular ligament, reconstructing the initial anatomy of the PUDA may not be sufficient to maintain good radial head alignment. Thus, it would be interesting to assess the lasting results of an annular ligament repair on elbow stability in these types of fractures or an overreduction of the ulna to achieve normal radiocapitellar alignment.

In summary, because of the variability of the location and the angle of the PUDA for each individual, precontoured anatomic plates cannot be developed for the proximal ulna, which will fit most patients. After a Monteggia-type fracture, malreduction of the ulna may lead to abnormal tracking of the radial head, especially when associated with an annular ligament tear. Therefore, it is paramount when treating patients with comminuted proximal ulna fractures, especially those associated with an annular ligament injury, than an anatomic reduction of the proximal ulna be obtained and maintained with appropriately contoured plates to limit potential complication, such as maltracking of the radiocapitellar joint.

REFERENCES

1. Rouleau DM, Faber KJ, Athwal GS. The proximal ulna dorsal angulation: a radiographic study. *J Shoulder Elbow Surg.* 2010;19:26–30.
2. Rouleau DM, Canet F, Chapleau J, et al. The influence of proximal ulnar morphology on elbow range of motion. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21: 384–388.
3. Puchwein P, Schildhauer TA, Schoffmann S, et al. Three-dimensional morphometry of the proximal ulna: a comparison to currently used anatomically preshaped ulna plates. *J Shoulder Elbow Surg.* 2012;21: 1018–1023.
4. Grechenig W, Clement H, Pichler W, et al. The influence of lateral and anterior angulation of the proximal ulna on the treatment of a Monteggia fracture: an anatomical cadaver study. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:836–838.
5. Duggal N, Dunning CE, Johnson JA, et al. The flat spot of the proximal ulna: a useful anatomic landmark in total elbow arthroplasty. *J Shoulder Elbow Surg.* 2004;13:206–207.
6. David-West KS, Wilson NI, Sherlock DA, et al. Missed Monteggia injuries. *Injury.* 2005;36:1206–1209.
7. Bado JL. The Monteggia lesion. *Clin Orthop Relat Res.* 1967;50:71–86.

8. Konrad GG, Kundel K, Kreuz PC, et al. Monteggia fractures in adults: long-term results and prognostic factors. *J Bone Joint Surg Br.* 2007;89:354–360.
9. Llusà Perez M, Lamas C, Martínez I, et al. Monteggia fractures in adults. Review of 54 cases. *Chir Main.* 2002;21:293–297.
10. Ring D, Jupiter JB, Simpson NS. Monteggia fractures in adults. *J Bone Joint Surg Am.* 1998;80:1733–1744.
11. Bhaskar A. Missed Monteggia fracture in children: is annular ligament reconstruction always required? *Indian J Orthop.* 2009;43:389–395.
12. Rouleau DM, Sandman E, Canet F, et al. Radial head translation measurement in healthy individuals: the radiocapitellar ratio. *J ShoulderElbow Surg.* 2011.
13. Windisch G, Clement H, Grechenig W, et al. The anatomy of the proximal ulna. *J Shoulder Elbow Surg.* 2007;16:661–666.
14. Ring D, Tavakolian J, Kloen P, et al. Loss of alignment after surgical treatment of posterior Monteggia fractures: salvage with dorsal contoured plating. *J Hand Surg Am.* 2004;29:694–702.

15. Tan JW, Mu MZ, Liao GJ, et al. Pathology of the annular ligament in paediatric Monteggia fractures. *Injury*. 2008;39:451–455.
16. Coles CP, Barei DP, Nork SE, et al. The olecranon osteotomy: a six-year experience in the treatment of intraarticular fractures of the distal humerus. *J Orthop Trauma*. 2006; 20:164–171.
17. Hewins EA, Gofton WT, Dubberly J, et al. Plate fixation of olecranon osteotomies. *J Orthop Trauma*. 2007;21:58–62.
18. Ring D, Gulotta L, Chin K, et al. Olecranon osteotomy for exposure of fractures and nonunions of the distal humerus. *J Orthop Trauma*. 2004;18:446–449.
19. Sauder DJ, Athwal GS. Management of isolated ulnar shaft fractures. *Hand Clin*. 2007;23:179–184.
20. Sotereanos DG, Darlis NA, Wright TW, et al. Unstable fracturedislocations of the elbow. *Instr Course Lect*. 2007;56:369–376.

CHAPITRE 5- DISCUSSION

Les fractures et luxations du coude présentent un réel défi thérapeutique dû à son anatomie complexe, entouré de structures ligamentaires, musculo-tendineuses et neurovasculaires. Il est bien connu que la majorité des fractures du cubitus proximal nécessitent une stabilisation chirurgicale adéquate afin de retrouver rapidement une bonne fonction du coude [27, 66]. Cependant, une malréduction du cubitus proximal peut engendrer des conséquences désastreuses telles que des contractures, de l'instabilité, de l'arthrose post-traumatique et des déficits fonctionnels du coude [16, 63, 65, 67]. Afin d'évaluer l'alignement de la tête radiale et sa congruité articulaire avec le capitellum de l'humérus, nous avons dû dans un premier temps développer une méthode de mesure valide et fiable, nommée le « radiocapitellar ratio », pour quantifier cette instabilité lorsque présente. Par la suite, une étude biomécanique a été élaborée et les résultats ont démontré, pour la première fois dans la littérature, comment une malréduction du cubitus proximal, ainsi que l'effet de l'intégrité du ligament annulaire et la position du coude, pouvaient interagir ensemble pour contribuer à l'instabilité de la tête radiale.

La fonction du membre supérieur repose sur plusieurs facteurs, nécessitant entre autre une bonne congruité de l'articulation du coude. L'instabilité de la tête radiale peut être

occasionnée suite à une atteinte de l'intégrité ligamentaire ou osseuse, et peut être le résultat de complications telles que de l'arthrose, de la douleur chronique ou de l'instabilité. La ligne radio-capitellaire a initialement été décrite en 1959 par Storen[31], comme une ligne tracée parallèle à l'axe de la diaphyse du radius, passant au centre du capitellum dans un coude sain. De plus, en 1989, Miles et al.[9] ont souligné l'importance d'obtenir une vraie radiographie latérale du coude lorsque la ligne radio-capitellaire était utilisée. Par ailleurs, Dunning et al.[33] ont quantifié la stabilité articulaire et la cinématique du coude avec un système de coordonnées, à l'aide d'un outil de suivi électromagnétique.

Toutefois, bien qu'il soit classiquement accepté dans la littérature que la tête radiale soit alignée avec le capitellum dans les coudes sains, il n'y a aucune méthode de mesure objective décrite afin d'évaluer la translation de l'articulation radio-capitellaire [9, 10, 31]. Donc, notre premier objectif était de développer et de valider une méthode standardisée permettant de quantifier les translations de la tête radiale sur le capitellum, sur une radiographie avec une vue latérale du coude [68]. Cette mesure, nommée le ratio radiocapitellaire (RCR), représente la distance minimale entre l'axe de la tête radiale et le centre du capitellum, divisée par le diamètre du capitellum (Figure 8).

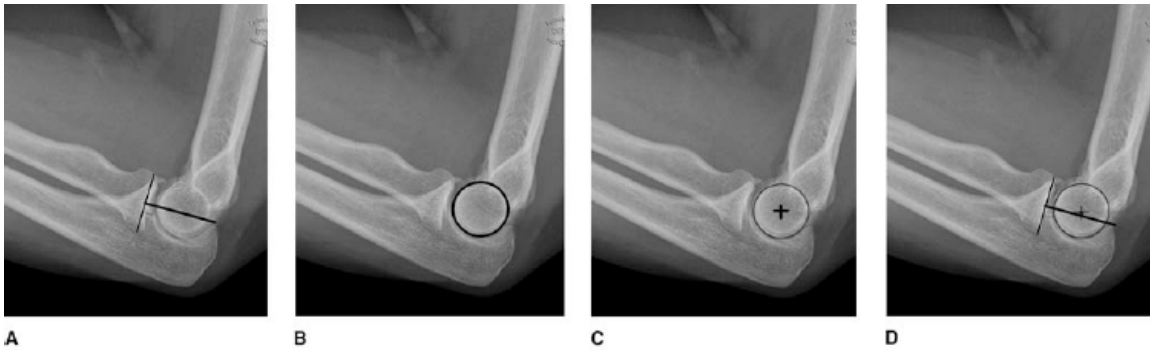


Figure 8- Radiographies latérales démontrant la mesure de l'alignement de la tête radiale, avec le ratio radiocapitellaire (RCR). Le RCR est la distance minimale entre l'axe de la tête radiale et le centre du capitellum, divisée par le diamètre du capitellum. **A**, Une ligne perpendiculaire est dessinée à la surface articulaire de la tête radiale, à sa mi-distance. **B**, Un cercle est dessiné sur le capitellum et son diamètre est mesuré. **C**, Le centre du capitellum (+) est identifié. **D**, La distance minimale entre la bissectrice droite et le centre du capitellum est évaluée. © 2013 American Academy of Orthopaedic Surgeons. Reprinted from the *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, Volume 21 (3), pp. 149-160 with permission.

Dans notre étude, le RCR décrit avait une distribution normale et une bonne fiabilité intra-observateur. Nous avons obtenu un RCR moyen de 4% avec une déviation de 4%. Ce résultat peut être illustré par l'exemple suivant: un RCR de 4% avec un capitellum mesurant 25mm de diamètre correspond à une translation de 1mm par rapport à l'axe de la tête radiale. Cette infime translation peut possiblement être secondaire à l'anatomie normale du coude, une manifestation de la technique radiographique, un phénomène positionnel dû à la force antérieure exercée par le tendon distal du biceps, ou causée par des erreurs dans la technique

de mesure. La déviation standard identifiée pour les mesures du RCR était de 3%, ce qui correspond à la variabilité de la méthode de mesure. En fait, un RCR avec une variabilité de 3% dans un capitellum mesurant 25mm de diamètre représente une translation radiocapitellaire de 0,75mm. Considérant que les mesures furent prises à l'aide du logiciel SliceOmatic (Tomovision Inc, Magog, QC, Canada), une telle valeur peut être qualifiée comme petite. De plus, si la variabilité obtenue était moins de 3%, lors de deux mesures répétées du RCR dans le même coude, elle pourrait ne plus être considérée comme significative. Globalement, la variabilité pourrait être améliorée si des ajustements au logiciel permettaient d'effectuer des mesures automatisées, au lieu d'être prises manuellement. Finalement, 95% de notre cohorte avait des valeurs du RCR variant entre -5% et 13%. Un intervalle plus étroit du RCR normal augmenterait la sensibilité, mais diminuerait par conséquent la spécificité de la mesure. Donc, une tête radiale ayant une valeur en dehors de cette variation serait considérée comme subluxée et l'articulation devrait être investiguée davantage avec des imageries spécialisées, telle qu'une tomographie axiale assistée par ordinateur.

Notre étude a évalué la méthode du RCR sur des radiographies avec une vue latérale standard du coude, tel que décrit par London et al. [32], nécessitant la superposition des 3 arcs concentriques formés par le sillon trochléaire, le capitellum et la trochlée médiale. Cependant, McCann et al.[70] ont évalué l'effet de l'angle du faisceau radiologique sur la mesure radiocapitellaire, avec un coude ayant une tête radiale nonsubluxée, subluxée en antérieure et en postérieure, et l'angulation du faisceau variant de -20° à 20° autour des axes inferosupérieur

et dorsoventral. Leur étude a démontré que le RCR n'était pas influencé par le changement de l'angle du faisceau pour le coude nonsubluxé. De plus, la direction dorsoventrale de l'angle du faisceau n'influençait pas la mesure du RCR pour les coudes subluxés en antérieur ou en postérieur. Toutefois, il y avait une plus grande variabilité du RCR lors d'une direction inférosupérieure de l'angle du faisceau, aussi petit que 5° de déviation, pour les coudes ayant une subluxation antérieure ou postérieure. En conclusion, leur étude a démontré qu'il n'est pas nécessaire d'obtenir une radiographie avec une vue latérale parfaite pour un coude réduit. Cependant, l'alignement inférosupérieur de l'angle du faisceau est important lors de la présence d'une subluxation de la tête radiale afin d'évaluer le RCR adéquatement. Donc, en respectant ces notions, lors de fractures-luxations du coude, la méthode du RCR peut être mesuré per-opératoire à l'aide de la fluoroscopie, afin d'évaluer l'alignement radiocapitellaire et la réduction adéquate du cubitus.

De plus, notre étude a seulement mesuré la méthode du RCR sur des radiographies simples, nous n'avons pas évalué la fiabilité de la mesure du RCR sur une TACO ou une IRM. Il serait intéressant d'évaluer et de valider la méthode de mesure du RCR sur ces imageries. En effet, une TACO serait approprié, car cet outil radiologique permet de bien identifier les structures osseuses et de nos jours, cet examen est accessible dans la plupart des centres hospitaliers. D'un autre côté, une IRM viendrait ajouter un nouveau degré à notre évaluation, nous permettant d'apprécier les structures ligamentaires, tel que le ligament annulaire, et tous les tissus mous entourant le coude. Ainsi, cette imagerie radiologique nous permettrait de mieux planifier une intervention chirurgicale. De plus, l'IRM n'est pas un examen

radiologique irradiant, comparativement au scan. Cependant, l'IRM prend normalement plus de temps à obtenir et est moins bonne pour l'identification de lésions osseuses corticales.

Quelques études ont évaluées les effets des facteurs démographiques sur l'anatomie et l'amplitude articulaire du coude. En effet, Lin et al.[69] ont examiné la relation entre l'âge et le sexe, ainsi que la raideur articulaire du coude chez 192 individus en bonne santé. Ils n'ont trouvé aucune différence significative entre les hommes et les femmes, ni avec l'âge, jusqu'à 70 ans. Les facteurs démographiques et anthropométriques pouvant déranger l'amplitude articulaire du coude ont aussi été évalué dans une autre étude [58]. Ils ont démontré que l'index de masse corporel, l'âge, l'hyperlaxité, ainsi que les circonférences du bras et de l'avant-bras étaient tous des facteurs influençant significativement l'amplitude articulaire du coude. De plus, ils ont noté que la femme avait globalement une plus grande amplitude articulaire du coude comparativement à l'homme. Si les facteurs décrits ci-haut peuvent affecter l'amplitude articulaire du coude, la stabilité radio-capitellaire pourrait possiblement aussi être influencée par ceux-ci. Toutefois, notre étude n'a pas identifié de corrélation significative du RCR avec l'âge ni le sexe, ce qui pourrait aussi être expliqué par la petite cohorte étudiée. De plus, nous n'avons pas évalué les autres facteurs démographiques et anthropométriques décrits ci-haut.

En somme, le RCR est une méthode de mesure valide et fiable de la translation radiocapitellaire et pourrait être facilement utilisée en milieu clinique ou en recherche. Une

des limitations de cette méthode est la nécessité d'avoir une tête radiale ossifiée, ce qui exclut son utilisation chez les patients avec une immaturité squelettique [71]. Cependant, il serait intéressant d'adapter et de valider la méthode du RCR chez la population pédiatrique, en prenant en considération l'apparition des centres d'ossification du capitellum et de la tête radiale. De plus, cette méthode de mesure objective pourrait être utilisée pour évaluer l'instabilité de la tête radiale lors de fractures complexes, telles que les fractures de Monteggia [5-7]. En effet, il est connu qu'une instabilité persistante de la tête radiale peut se produire suite au traitement de fractures-luxations du coude ou lors d'une malréduction du cubitus avec une blessure de Monteggia [72, 73].

Les fractures complexes du cubitus proximal sont couramment fixées avec différents types de plaques d'ostéosynthèse [42, 47, 55, 74]. Récemment, les plaques précontournées sont devenues populaires pour ce type de fracture. En effet, Puchwein et al.[42] ont étudié la morphologie du cubitus proximal et quatre différents types de plaques précontournées du cubitus proximal. Ils ont démontré que la plupart des plaques disponibles sur le marché ne sont pas anatomiquement ajustées pour la majorité des patients, car ni l'angulation dorsale du cubitus proximal ni la localisation de celle-ci ne sont considérées. Ils ont aussi souligné comment la variabilité anatomique du cubitus proximal s'oppose au développement d'une plaque anatomique parfaite qui pourrait être utilisée pour tous les patients. Quant à Grechenig et al.[3], ils ont décrit la présence d'une déviation antérieure de la portion du tiers proximal-moyen du cubitus. Dans leur étude, ils ont discuté comment l'utilisation d'une plaque droite, pour réduire une fracture du cubitus proximal, pouvait occasionner une malréduction et

conséquemment de l'instabilité de la tête radiale secondaire aux différences anatomiques entre les individus. Par ailleurs, Baecher et al.[43] ont mentionné que les plaques précontournées disponibles ne devraient pas être utilisées sans considérer l'ostéologie du cubitus. D'ailleurs, ils ont souligné que l'application d'une plaque droite pouvait forcer une fracture en malunion et altérer la relation des articulations radio-capitellaire et radio-cubitale proximale. Cette étude soutient donc les résultats de notre étude qui démontrent qu'une malréduction d'une fracture du cubitus proximal, aussi petite que de 5 degrés, pouvait engendrer une instabilité radio-capitellaire. Donc, lors d'un contexte d'une fracture du cubitus proximal, une radiographie du coude controlatéral sain s'avère indispensable afin de déterminer l'anatomie normale du cubitus proximal et d'estimer si la plaque d'ostéosynthèse doit être recontournée lors de la fixation [3, 4, 27, 42, 75].

Notre étude illustre l'effet de plaques d'angulation variable à 5 degrés sur l'alignement du coude. Nous croyons que lors de fractures comminutives du cubitus proximal associées avec une atteinte du ligament annulaire, lorsqu'une radiographie du coude contralatéral n'est pas disponible, il serait bénéfique de plier la plaque d'ostéosynthèse à 5 degrés, 5 cm distal du bout de l'olécrâne. En effet, notre étude démontre que lors d'une déchirure du ligament annulaire, le RCR est plus petit lorsque la plaque est pliée à 5 degrés. De plus, cet angle correspond à l'angulation et à la localisation moyenne du PUDA retrouvé dans la population [4]. De plus, cette étude a démontré que la malréduction du cubitus proximal avait un effet statistiquement significatif sur la translation de la tête radiale. En effet, l'instabilité de la tête radiale s'amplifie avec l'augmentation de malréduction créée à l'aide des différents angles de

fixation interne, particulièrement lorsque le ligament annulaire est rupturé. Lors d'une malréduction du cubitus proximal en extension, l'apex du cubitus se projette du côté palmaire et cause une translation antérieure de la tête radiale. Le contraire est aussi exact, avec une augmentation de la subluxation de la tête radiale lors d'une malréduction progressive en flexion. Ceci illustre donc la relation étroite et synergique entre les trois articulations du coude : radiocapitellaire, ulnotrochléenne et radio-cubitale proximale, et souligne l'importance de restaurer la morphologie osseuse du cubitus proximal, unique pour chaque individu, lors de fractures de type Monteggia. Toutefois, la répétabilité de nos résultats après l'ostéotomie du cubitus proximal sur chaque spécimen, pour simuler une fracture du cubitus proximal, n'a pas été évaluée pour chacune des plaques. Cependant, un « test-retest » a été réalisé pour évaluer la fiabilité du déplacement de la tête radiale avec la méthode du RCR précédemment discuté. La variabilité de ce test était de $4,5\% \pm 1,4\%$, donc cette variation était plus petite que celle obtenue dans nos résultats pour chaque plaque testée, ce qui supporte la validité de nos mesures. De plus, lors de cette étude, seulement un modèle de plaque fut utilisé dans nos montages, d'autres plaques, même si peu probable, auraient pu se comporter de façon différente.

L'importance de réduire la tête radiale lors de fractures de Monteggia et d'assurer sa stabilité per-opératoire dans tous les mouvements du coude et de l'avant-bras est bien connue [75]. Ring et al.[63] ont aussi noté que le malalignement en postérieur d'une fracture de type Monteggia, donc associée avec une malréduction de la tête radiale, était associé avec une fonction déficiente du coude et de l'avant-bras, ainsi qu'une fixation instable. Les résultats de

notre étude suggèrent également que le positionnement du coude peut influencer la stabilité de la tête radiale. En effet, nous avons observé une augmentation progressive de la translation antérieure de la tête radiale lorsque le coude était amené d'extension à en flexion, tandis qu'une subluxation postérieure de la tête radiale était notée lorsque l'articulation du coude progressait en extension. Bien que statistiquement significative, cette observation a pu être influencée par l'anatomie du coude, avec la traction du biceps brachii s'exerçant sur la tête radiale lorsque le coude se déplaçait vers la flexion maximale. De plus, cette étude n'a pas évalué l'effet de translation de la tête radiale lorsqu'une force passive était appliquée au coude, tel que testé per-opératoire après la fixation de fractures du cubitus proximal.

Nous avons aussi investigué l'effet de l'intégrité du ligament annulaire sur l'amplitude de déplacement de la tête radiale selon différents angles de malréduction d'une fracture du cubitus proximal, au niveau du PUDA, et différentes positions du coude et de l'avant-bras. Les plus grandes amplitudes de subluxation de la tête radiale étaient observées lorsque le ligament annulaire était rupturé et cela pour toutes les mesures. Nous avons trouvé une différence significative entre l'intégrité du ligament annulaire et les différentes positions du coude. Cependant, aucune différence significative n'était présente entre l'intégrité du ligament annulaire et les différentes positions de l'avant-bras, testées dans ses trois positions principales de fonction : neutre, pronation et supination. Toutefois, tel qu'observé au travers de l'étude, cliniquement l'effet de la position de l'avant-bras semblait être plus grand que démontré statistiquement. Nos résultats concordent avec d'autres études dans la littérature. En effet, Tan et al.[76] ont décrit comment le ligament annulaire était atteint avec une fracture

de Monteggia. Ils ont noté l'importance d'une stabilisation adéquate du cubitus proximal afin d'assurer une stabilité de l'articulation radio-humérale et ils ont discuté de la dépendance de la tête radiale sur la réduction anatomique du cubitus dû à leurs anatomies complexes agissant en synergie. Par ailleurs, ils ont établi que plus l'angulation d'une fracture du cubitus augmentait, plus la tête radiale se translait progressivement distalement en-dehors du ligament annulaire, jusqu'à son détachement, et qu'avec une pronation excessive, le ligament annulaire rupturait précocement. Donc, le ligament annulaire est une structure importante qui aide à maintenir la stabilité de la tête radiale, surtout suite à des fractures de type Monteggia, où l'anatomie initiale est perturbée.

Lors de la description d'études biomécaniques, différents simulateurs du coude ont été rapportés dans la littérature. Muriuki et al.[77] ont décrit la différence des deux principaux types de simulateurs articulaires, qui diffèrent par la façon d'obtenir le mouvement investigué. En effet, il existe tout d'abord le simulateur physiologique qui crée un mouvement articulaire par la force transmise au tendon l'entourant et ensuite, le simulateur cinétique qui parvient à un mouvement articulaire par des déplacements et forces commandées préalablement. Beingessner et al.[78] ont évalué l'effet d'une excision de la tête radiale et d'une arthroplastie sur la kinématique et la stabilité du coude lorsque les ligaments étaient intacts, puis rupturés. Ils ont procédé à une étude in vitro avec un simulateur du coude utilisant un système informatique pour contrôler des actuateurs dirigeant la force sur les tendons. Les spécimens cadavériques étaient fixés au simulateur au niveau de l'humérus, en position neutre, à l'aide d'une pince permettant donc un mouvement du coude sans contrainte. Ensuite, des câbles en

acier inoxydable étaient attachés aux tendons du biceps, brachialis, brachioradialis, triceps et pronator teres, puis reliés aux actuateurs pneumatiques. Quant à Pomianowski et al., van Riet et al., et Van Glabbeek et al., ils ont tous développé un simulateur de mouvement du coude, similaire à celui conçu dans notre étude [79-81]. En effet, la diaphyse de l'humérus des spécimens était tout d'abord cimentée dans un tube acrylique et ensuite montée à une fixation perpendiculaire au plancher. Puis, les tendons du biceps et du brachialis étaient suturés avec du nylon et ensuite attachés à un système motorisé exerçant une vitesse constante. Afin de recueillir leurs données, plusieurs études décrivent l'utilisation de simulateurs de mouvement articulaire utilisant des systèmes composés de dispositifs de suivi électromagnétique, de marqueurs et caméras utilisant un système d'analyse de mouvement digital, de systèmes de coordonnées et de logiciels d'analyse du mouvement [77-80, 82, 83]. Toutefois, dans notre étude, le déplacement de la tête radiale était plutôt quantifié avec la méthode de mesure radiologique: le ratio radiocapitellaire (RCR), mesuré sur les 720 images fluoroscopiques du coude sélectionnées parmi celles prises lors d'un mouvement continu, exercé par le système de poulie motorisé. En rétrospective, notre montage présente quelques limitations. Tout d'abord, les points d'ancrage du simulateur motorisé ne permettaient pas la reproduction exacte du vecteur net des forces exercées par les deux principaux fléchisseurs du coude, le biceps brachii et le brachialis. En fait, la contribution spécifique du biceps brachii en supination et du brachialis en pronation ne pouvait être contrôlée avec notre simulateur de mouvement du coude motorisé. Cependant, les membres supérieurs étaient installés dans une position qui maintenait l'effet de la gravité sur les structures du coude et l'avant-bras était testé dans les trois principales positions de fonction, en neutre, pronation et supination. Par ailleurs, la force de charge exacte pour chaque fléchisseur n'a pas été reproduite

spécifiquement. En fait, la balance de charge était de 50-50, vu qu'il y avait un câble attaché aux deux fléchisseurs qui était ensuite libre de glisser dans le système de poulie, donc équilibrant les forces transmises. En rétrospective, nous aurions pu utiliser un actionneur pneumatique contrôlé par ordinateur pour appliquer la charge sur chaque tendon spécifiquement, ou chaque tendon aurait pu être isolé et attaché avec des câbles allant à des servomoteurs différents.

Le coude demeure une articulation complexe, avec des variabilités anatomiques uniques pour chaque individu. Nous espérons que nos projets de recherche puissent aider à l'avancement scientifique de la chirurgie orthopédique. En effet, nous espérons avoir contribué à une meilleure compréhension de l'anatomie et de la synergie des différentes structures du coude, afin d'améliorer la pratique en chirurgie orthopédique, tant au niveau de l'évaluation initiale radiologique et clinique, qu'aux traitements offerts lors de fractures-luxations du coude. La méthode du RCR est une mesure valide et objective pour l'évaluation adéquate de l'alignement radiocapitellaire lors d'un traumatisme du coude, afin d'identifier les subluxations et luxations de la tête radiale. Cette méthode peut être utilisée dans un contexte pré-opératoire afin de mieux planifier une chirurgie, ou dans un contexte per-opératoire afin de confirmer une réduction anatomique du cubitus et un alignement radiocapitellaire adéquat. Par ailleurs, nos résultats permettraient d'établir un algorithme de traitement pour s'assurer l'obtention d'une réduction anatomique du cubitus proximal à l'aide de plaques contournées appropriées et ainsi de limiter les complications potentielles, comme le malalignement de l'articulation radiocapitellaire.

CHAPITRE 6- CONCLUSION

Le coude est bien plus qu'une simple articulation reliant le bras à l'avant-bras du membre supérieur chez l'être humain. Sans se rendre compte, nous utilisons cette articulation à tous les jours lors de nos activités de la vie quotidienne et domestique. Plusieurs études ont évaluées la variabilité de l'anatomie du cubitus proximal, surtout quant à son angulation dorsale et en varus [4, 17, 42, 75]. En effet, il a été démontré que le cubitus proximal présente une angulation dorsale, aussi connue comme le « proximal ulna dorsal angulation » (PUDA), ayant une angulation moyenne de six degrés à environ 5cm distal du bout de l'olécrâne [4]. Cette notion est essentielle lors du traitement de fractures de type Monteggia, lorsqu'une malréduction du cubitus proximal peut engendrer un malalignement de la tête radiale, surtout lorsque associée avec une déchirure du ligament annulaire [84]. Donc, il est fortement suggéré de faire une radiographie controlatérale du coude sain afin de déterminer l'anatomie normale du cubitus proximal et d'aider à guider le traitement chirurgical [3, 4, 27, 75]. Dans ce contexte, il s'avère donc essentiel de bien comprendre les particularités de l'anatomie du coude, surtout lors de blessures complexes, telles que des fractures luxations qui peuvent présenter un défi thérapeutique.

Dans un premier temps, nous avons évalué la fiabilité et la validité d'une méthode de mesure, le « RCR », pour quantifier les translations de la tête radiale sur le capitellum. Par la suite, lors de notre étude biomécanique sur le coude, nos résultats ont démontrés que l'alignement radiocapitellaire était influencé par la malréduction du cubitus proximal, l'intégrité du ligament annulaire et la position du coude. Dû à la variabilité anatomique du cubitus proximal qui est unique pour chaque individu, les plaques anatomiques pré-contournées standard ne peuvent être développées pour s'appliquer chez la majorité des patients. Il est donc primordial lors du traitement de fractures comminutives du cubitus proximal, surtout celles associées avec une atteinte du ligament annulaire, d'obtenir une réduction anatomique du cubitus proximal et de la maintenir avec une plaque contournée personnalisée afin de reproduire l'angulation du cubitus proximal initial chez cet individu et d'ainsi limiter les complications potentielles, telle qu'un malalignement de l'articulation radio-capitellaire.

L'évaluation de l'effet à court et à long terme d'une malréduction ou d'une malunion de fractures du cubitus proximal et le degré d'instabilité radiocapitellaire associé, ainsi que les répercussions sur la fonction du coude méritent d'être étudiés plus en profondeur. Tel que démontré dans nos résultats, une reconstruction de l'anatomie initiale de l'angulation dorsale du cubitus proximal peut s'avérer insuffisante pour maintenir un bon alignement de la tête radiale lorsque associé avec une déchirure du ligament annulaire. Donc, il serait intéressant d'évaluer dans des études futures, l'effet de la réparation du ligament annulaire sur la stabilité du coude et les résultats à long terme d'une sur-réduction du cubitus pour obtenir un

alignement radiocapitellaire normal. Suite à cette étude, nous espérons pouvoir contribuer à une meilleure compréhension de la biomécanique du coude, surtout quant à la relation importante présente entre le cubitus proximal, le ligament annulaire et la stabilité de la tête radiale. Par ailleurs, il deviendrait éventuellement intéressant de développer un plieur de plaque spécialisé pouvant reproduire l'angulation du cubitus proximal initial spécifique pour chaque patient, afin d'optimiser la biomécanique du coude post-fracture. Ceci permettrait d'améliorer l'algorithme de traitement pour les fractures complexes du cubitus proximal, afin d'éviter des échecs de reconstruction de l'anatomie initiale du coude suite à ce type de blessure, pouvant engendrer des non-union, malunion, perte de fonction, arthrose précoce, instabilité et synostose radiocubitale [7, 59-62, 64, 65].

Bibliographie

1. O'Driscoll, S.W., et al., *Difficult elbow fractures: pearls and pitfalls*. Instr Course Lect, 2003. 52: p. 113-34.
2. Puchwein, P., et al., *Three-dimensional morphometry of the proximal ulna: a comparison to currently used anatomically preshaped ulna plates*. J Shoulder Elbow Surg, 2011.
3. Grechenig, W., et al., *The influence of lateral and anterior angulation of the proximal ulna on the treatment of a Monteggia fracture: an anatomical cadaver study*. J Bone Joint Surg Br, 2007. 89(6): p. 836-8.
4. Rouleau, D.M., K.J. Faber, and G.S. Athwal, *The proximal ulna dorsal angulation: a radiographic study*. J Shoulder Elbow Surg, 2010. 19(1): p. 26-30.
5. David-West, K.S., et al., *Missed Monteggia injuries*. Injury, 2005. 36(10): p. 1206-9.
6. Bado, J.L., *The Monteggia lesion*. Clin Orthop Relat Res, 1967. 50: p. 71-86.
7. Ring, D., J.B. Jupiter, and N.S. Simpson, *Monteggia fractures in adults*. J Bone Joint Surg Am, 1998. 80(12): p. 1733-44.
8. Bhaskar, A., *Missed Monteggia fracture in children: Is annular ligament reconstruction always required?* Indian J Orthop, 2009. 43(4): p. 389-95.
9. Miles, K.A. and D.B. Finlay, *Disruption of the radiocapitellar line in the normal elbow*. Injury, 1989. 20(6): p. 365-7.
10. Ring, D., *Fractures and Dislocations of the Elbow*, in *Rockwood & Green's Fractures in Adults*, R.H. Bucholz, JD; Court-Brown, CM., Editor. 2006, Lippincott Williams & Wilkins: Philadelphia.
11. Hak, D.J. and G.J. Golladay, *Olecranon fractures: treatment options*. J Am Acad Orthop Surg, 2000. 8(4): p. 266-75.
12. Steinmann, S.P., *Coronoid process fracture*. J Am Acad Orthop Surg, 2008. 16(9): p. 519-29.
13. Wang, A.A., M. Mara, and D.T. Hutchinson, *The proximal ulna: An anatomic study with relevance to olecranon osteotomy and fracture fixation*. J Shoulder Elbow Surg, 2003. 12(3): p. 293-6.

14. Morrey, B.F., S. Tanaka, and K.N. An, *Valgus stability of the elbow. A definition of primary and secondary constraints*. Clin Orthop Relat Res, 1991(265): p. 187-95.
15. Schneeberger, A.G., M.M. Sadowski, and H.A. Jacob, *Coronoid process and radial head as posterolateral rotatory stabilizers of the elbow*. J Bone Joint Surg Am, 2004. 86-A(5): p. 975-82.
16. Athwal, G.S., et al., *Fractures and dislocations of the elbow: a return to the basics*. Instr Course Lect, 2011. 60: p. 199-214.
17. Dominique Rouleau, M., FRCSC; Fanny Canet, MScA; Julien Chapleau; Yvan Petit, and M.K.J.F. PhD; Emilie Sandman, MD, MHPE, FRCSC; George S Athwal, MD, FRCSC, *The influence of proximal ulnar morphology on elbow range of motion*. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, 2011.
18. Duckworth, A.D., et al., *The epidemiology of fractures of the proximal ulna*. Injury, 2011.
19. Court-Brown, C.M. and B. Caesar, *Epidemiology of adult fractures: A review*. Injury, 2006. 37(8): p. 691-7.
20. Veillette, C.J. and S.P. Steinmann, *Olecranon fractures*. Orthop Clin North Am, 2008. 39(2): p. 229-36, vii.
21. Rommens, P.M., et al., *Olecranon fractures in adults: factors influencing outcome*. Injury, 2004. 35(11): p. 1149-57.
22. von Ruden, C., et al., *The pivotal role of the intermediate fragment in initial operative treatment of olecranon fractures*. J Orthop Surg Res, 2011. 6: p. 9.
23. Wells, J. and R.H. Ablove, *Coronoid fractures of the elbow*. Clin Med Res, 2008. 6(1): p. 40-4.
24. Doornberg, J.N. and D.C. Ring, *Fracture of the anteromedial facet of the coronoid process*. J Bone Joint Surg Am, 2006. 88(10): p. 2216-24.
25. Mathew, P.K., G.S. Athwal, and G.J. King, *Terrible triad injury of the elbow: current concepts*. J Am Acad Orthop Surg, 2009. 17(3): p. 137-51.
26. Morrey, B.F., *Current concepts in the treatment of fractures of the radial head, the olecranon, and the coronoid*. Instr Course Lect, 1995. 44: p. 175-85.
27. Rouleau, D.M., et al., *Management of fractures of the proximal ulna*. J Am Acad Orthop Surg, 2013. 21(3): p. 149-60.

28. Regan, W. and B. Morrey, *Fractures of the coronoid process of the ulna*. J Bone Joint Surg Am, 1989. 71(9): p. 1348-54.
29. Monteggia, G., *Instituzioni Chirurgiche*. 1814: Milan, Italy, Maspero
- .
30. Jupiter, J.B., et al., *The posterior Monteggia lesion*. J Orthop Trauma, 1991. 5(4): p. 395-402.
31. Storen, G., *Traumatic dislocation of the radial head as an isolated lesion in children; report of one case with special regard to roentgen diagnosis*. Acta Chir Scan, 1959(116): p. 144-7.
32. London, J.T., *Kinematics of the elbow*. Journal of Bone and Joint Surgery, 1981. 63(4): p. 529-35.
33. Dunning, C.E., et al., *Quantifying translations in the radiohumeral joint: application of a floating axis analysis*. J Biomech, 2003. 36(8): p. 1219-23.
34. Rouleau, D.M., et al., *Radial head translation measurement in healthy individuals: the radiocapitellar ratio*. J Shoulder Elbow Surg, 2011.
35. Rüedi, T.B., RE; Moran, CG, *AO Philosophy and evolution*. AO Principles of Fracture Management, ed. T.B. Rüedi, RE; Moran, CG. Vol. 1-6. 2007, Stuttgart New York: Georg Thieme Verlag.
36. Müller ME, A.M., Schneider R, Willenegger H, *Manual of Internal Fixation: Techniques Recommended by the AO-ASIF Group*. 3rd ed. ed. 1991, Berlin: Springer-Verlag.
37. Wilson, J., et al., *Biomechanical comparison of interfragmentary compression in transverse fractures of the olecranon*. J Bone Joint Surg Br, 2011. 93(2): p. 245-50.
38. Horne, J.G. and T.L. Tanzer, *Olecranon fractures: a review of 100 cases*. J Trauma, 1981. 21(6): p. 469-72.
39. Bell, T.H., et al., *Contribution of the olecranon to elbow stability: an in vitro biomechanical study*. J Bone Joint Surg Am, 2010. 92(4): p. 949-57.
40. Ferreira, L.M., et al., *The effect of triceps repair techniques following olecranon excision on elbow stability and extension strength: an in vitro biomechanical study*. J Orthop Trauma, 2011. 25(7): p. 420-4.
41. Ring, D., J.B. Jupiter, and P.M. Waters, *Monteggia fractures in children and adults*. J Am Acad Orthop Surg, 1998. 6(4): p. 215-24.

42. Puchwein, P., et al., *Three-dimensional morphometry of the proximal ulna: a comparison to currently used anatomically preshaped ulna plates*. J Shoulder Elbow Surg, 2012. 21(8): p. 1018-23.
43. Baecher, N. and S. Edwards, *Olecranon fractures*. J Hand Surg Am, 2013. 38(3): p. 593-604.
44. Snow, B.J., et al., *The effects of varus or valgus malalignment of proximal ulnar fractures on forearm rotation*. J Orthop Trauma, 2014. 28(3): p. 143-7.
45. Yong, W.J., et al., *Morphometric analysis of the proximal ulna using three-dimensional computed tomography and computer-aided design: varus, dorsal, and torsion angulation*. Surg Radiol Anat, 2014.
46. Buijze, G.A., et al., *Biomechanical evaluation of fixation of comminuted olecranon fractures: one-third tubular versus locking compression plating*. Arch Orthop Trauma Surg, 2010. 130(4): p. 459-64.
47. Gordon, M.J., et al., *Comminuted olecranon fractures: a comparison of plating methods*. J Shoulder Elbow Surg, 2006. 15(1): p. 94-9.
48. Ochtman, A.E. and D. Ring, *Combined posterior and medial plate fixation of complex proximal ulna fractures*. Injury, 2012. 43(2): p. 254-6.
49. Edwards, S.G., et al., *Quantifying and comparing torsional strains after olecranon plating*. Injury, 2012. 43(6): p. 712-7.
50. Erturer, R.E., et al., *Results of open reduction and plate osteosynthesis in comminuted fracture of the olecranon*. J Shoulder Elbow Surg, 2011. 20(3): p. 449-54.
51. Siebenlist, S., et al., *Comminuted fractures of the proximal ulna--Preliminary results with an anatomically preshaped locking compression plate (LCP) system*. Injury, 2010. 41(12): p. 1306-11.
52. Buijze, G. and P. Kloen, *Clinical evaluation of locking compression plate fixation for comminuted olecranon fractures*. J Bone Joint Surg Am, 2009. 91(10): p. 2416-20.
53. Lindenhovius, A.L., et al., *Long-term outcome of operatively treated fracture-dislocations of the olecranon*. J Orthop Trauma, 2008. 22(5): p. 325-31.
54. van der Linden, S.C., A. van Kampen, and R.L. Jaarsma, *K-wire position in tension-band wiring technique affects stability of wires and long-term outcome in surgical treatment of olecranon fractures*. J Shoulder Elbow Surg, 2011.

55. Anderson, M.L., et al., *Congruent elbow plate fixation of olecranon fractures*. J Orthop Trauma, 2007. 21(6): p. 386-93.
56. Hunsaker, F.G., et al., *The American academy of orthopaedic surgeons outcomes instruments: normative values from the general population*. J Bone Joint Surg Am, 2002. 84-A(2): p. 208-15.
57. Rouleau, D.M., et al., *The influence of proximal ulnar morphology on elbow range of motion*. J Shoulder Elbow Surg, 2012. 21(3): p. 384-8.
58. Chapleau, J., et al., *Demographic and anthropometric factors affecting elbow range of motion in healthy adults*. J Shoulder Elbow Surg, 2013. 22(1): p. 88-93.
59. Llusà Perez, M., et al., *Monteggia fractures in adults. Review of 54 cases*. Chir Main, 2002. 21(5): p. 293-7.
60. Coles, C.P., et al., *The olecranon osteotomy: a six-year experience in the treatment of intraarticular fractures of the distal humerus*. J Orthop Trauma, 2006. 20(3): p. 164-71.
61. Hewins, E.A., et al., *Plate fixation of olecranon osteotomies*. J Orthop Trauma, 2007. 21(1): p. 58-62.
62. Ring, D., et al., *Olecranon osteotomy for exposure of fractures and nonunions of the distal humerus*. J Orthop Trauma, 2004. 18(7): p. 446-9.
63. Ring, D., et al., *Loss of alignment after surgical treatment of posterior Monteggia fractures: salvage with dorsal contoured plating*. J Hand Surg Am, 2004. 29(4): p. 694-702.
64. Sauder, D.J. and G.S. Athwal, *Management of isolated ulnar shaft fractures*. Hand Clin, 2007. 23(2): p. 179-84, vi.
65. Sotereanos, D.G., et al., *Unstable fracture-dislocations of the elbow*. Instr Course Lect, 2007. 56: p. 369-76.
66. Sahajpal, D. and T.W. Wright, *Proximal ulna fractures*. J Hand Surg Am, 2009. 34(2): p. 357-62.
67. Ring, D., J.B. Jupiter, and L. Gulotta, *Atrophic nonunions of the proximal ulna*. Clin Orthop Relat Res, 2003(409): p. 268-74.
68. Rouleau, D.M., et al., *Radial head translation measurement in healthy individuals: the radiocapitellar ratio*. J Shoulder Elbow Surg, 2012. 21(5): p. 574-9.

69. Lin, C.C., M.S. Ju, and H.W. Huang, *Gender and age effects on elbow joint stiffness in healthy subjects*. Arch Phys Med Rehabil, 2005. 86(1): p. 82-5.
70. McCann, F., et al., *Does radiographic beam angle affect the radiocapitellar ratio measurement of subluxation in the elbow?* Clin Orthop Relat Res, 2013. 471(8): p. 2556-62.
71. Patel, B., M. Reed, and S. Patel, *Gender-specific pattern differences of the ossification centers in the pediatric elbow*. Pediatr Radiol, 2009. 39(3): p. 226-31.
72. Ring, D., D. Hannouche, and J.B. Jupiter, *Surgical treatment of persistent dislocation or subluxation of the ulnohumeral joint after fracture-dislocation of the elbow*. J Hand Surg Am, 2004. 29(3): p. 470-80.
73. Cheung, E.V. and J. Yao, *Monteggia fracture-dislocation associated with proximal and distal radioulnar joint instability. A case report*. Journal of Bone and Joint Surgery, 2009. 91(4): p. 950-4.
74. Newman, S.D., C. Mauffrey, and S. Krikler, *Olecranon fractures*. Injury, 2009. 40(6): p. 575-81.
75. Windisch, G., et al., *The anatomy of the proximal ulna*. J Shoulder Elbow Surg, 2007. 16(5): p. 661-6.
76. Tan, J.W., et al., *Pathology of the annular ligament in paediatric Monteggia fractures*. Injury, 2008. 39(4): p. 451-5.
77. Muriuki, M.G., et al., *Elbow helical axes of motion are not the same in physiologic and kinetic joint simulators*. J Biomech, 2012. 45(13): p. 2289-92.
78. Beingessner, D.M., et al., *The effect of radial head excision and arthroplasty on elbow kinematics and stability*. J Bone Joint Surg Am, 2004. 86-A(8): p. 1730-9.
79. van Riet, R.P., et al., *The effect of the orientation of the radial head on the kinematics of the ulnohumeral joint and force transmission through the radiocapitellar joint*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2006. 21(6): p. 554-9.
80. Pomianowski, S., et al., *The effect of forearm rotation on laxity and stability of the elbow*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2001. 16(5): p. 401-7.
81. Van Glabbeek, F., et al., *The kinematic importance of radial neck length in radial head replacement*. Med Eng Phys, 2005. 27(4): p. 336-42.
82. Ferreira, L.M., G.J. King, and J.A. Johnson, *Motion-derived coordinate systems reduce inter-subject variability of elbow flexion kinematics*. J Orthop Res, 2011. 29(4): p. 596-601.

83. Beingessner, D.M., et al., *The effect of coronoid fractures on elbow kinematics and stability*. Clin Biomech (Bristol, Avon), 2007. 22(2): p. 183-90.
84. Sandman, E., et al., *Radial Head Subluxation following Malalignment of the Proximal Ulna: A Biomechanical Study*. J Orthop Trauma, 2013.

